



Modélisation volumique déformable du système musculosquelettique du membre inférieur

Julien Stelletta

► To cite this version:

Julien Stelletta. Modélisation volumique déformable du système musculosquelettique du membre inférieur. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Claude Bernard - Lyon I, 2015. Français. NNT : 2015LYO10107 . tel-01212542

HAL Id: tel-01212542

<https://theses.hal.science/tel-01212542>

Submitted on 6 Oct 2015

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THESE DE L'UNIVERSITE DE LYON

Délivrée par

L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1

et

L'ECOLE DOCTORALE MEGA

Pour l'obtention du
DIPLOME DE DOCTORAT

(Arrêté du 7 août 2006)

Spécialité :
Biomécanique

Présentée et soutenue publiquement le 20 Juillet 2015

par

Julien STELLETTA

**MODELISATION VOLUMIQUE DEFORMABLE DU SYSTEME
MUSCULOSQUELETTIQUE DU MEMBRE INFERIEUR**

devant le jury composé de

M. Yohan PAYAN	Directeur de Recherche, Université Joseph Fourier, Grenoble	Rapporteur
M. Stéphane AVRIL	Professeur des Universités, Ecole des Mines de Saint Etienne	Rapporteur
Mme Saïda BOUAKAZ	Professeur des Universités, Université Claude Bernard Lyon 1	Examinatrice
M. Michel ROCHETTE	Directeur R&D, ANSYS France	Examineur
M. Raphaël DUMAS	Directeur de Recherche, IFSTTAR	Directeur de thèse
M. Yoann LAFON	Maître de Conférences, Université Claude Bernard Lyon 1	Co-directeur de thèse

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1

Président de l'Université

Vice-président du Conseil d'Administration

Vice-président du Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire

Vice-président du Conseil Scientifique

Directeur Général des Services

M. François-Noël GILLY

M. le Professeur Hamda BEN HADID

M. le Professeur Philippe LALLE

M. le Professeur Germain GILLET

M. Alain HELLEU

COMPOSANTES SANTE

Faculté de Médecine Lyon Est – Claude Bernard

Faculté de Médecine et de Maïeutique Lyon Sud – Charles

Mérieux

Faculté d'Odontologie

Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques

Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation

Département de formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine

Directeur : M. le Professeur J. ETIENNE

Directeur : Mme la Professeure C. BURILLON

Directeur : M. le Professeur D. BOURGEOIS

Directeur : Mme la Professeure C. VINCIGUERRA

Directeur : M. le Professeur Y. MATILLON

Directeur : Mme. la Professeure A-M. SCHOTT

COMPOSANTES ET DEPARTEMENTS DE SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Faculté des Sciences et Technologies

Département Biologie

Département Chimie Biochimie

Département GEP

Département Informatique

Département Mathématiques

Département Mécanique

Département Physique

UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Observatoire des Sciences de l'Univers de Lyon

Polytech Lyon

Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique

Institut Universitaire de Technologie de Lyon 1

Ecole Supérieure du Professorat et de l'Education

Institut de Science Financière et d'Assurances

Directeur : M. F. DE MARCHI

Directeur : M. le Professeur F. FLEURY

Directeur : Mme Caroline FELIX

Directeur : M. Hassan HAMMOURI

Directeur : M. le Professeur S. AKKOUCHE

Directeur : M. le Professeur Georges TOMANOV

Directeur : M. le Professeur H. BEN HADID

Directeur : M. Jean-Claude PLENET

Directeur : M. Y. VANPOULLE

Directeur : M. B. GUIDERDONI

Directeur : M. P. FOURNIER

Directeur : M. G. PIGNAULT

Directeur : M. le Professeur C. VITON

Directeur : M. le Professeur A. MOUGNIOTTE

Directeur : M. N. LEBOISNE

Affirmanti incumbit probatio

Résumé

La modélisation du système musculo-squelettique est un outil permettant l'amélioration des connaissances du fonctionnement biomécanique des structures ostéo-articulaires et musculo-tendineuses. Nos travaux de recherche portent sur le développement d'une méthodologie de modélisation personnalisée, volumique, déformable et à capacité contractile du système musculo-squelettique du membre inférieur, intégrant l'ensemble des outils, le plus possible automatisés, de construction (basée sur l'imagerie médicale), de simulation (en couplage avec un modèle multi-corps dynamique) et d'analyse (comme la cartographie des raideurs locales dans le muscle) nécessaires à leur mise en œuvre dans le cadre d'études orthopédiques.

Mots-clefs :

Modélisation biomécanique, éléments finis, membre inférieur, activation musculaire, couplage EF – multi-corps, personnalisation.

Abstract

Musculo-skeletal modeling can update our knowledge concerning the biomechanical behavior of the osteoarticular and musculotendinous structures. This research work is focus on the development of methodology and tools for the generation of a personalized model of the lower limb musculoskeletal system, taking account of the deformable and contractile behavior of the muscles. This workflow automatically builds the model dataset (from medical imagery), performs the simulations (coupled with a multibody dynamic model), and offers specific analysis tools (as local stiffness mapping in the active muscle) required for various orthopedic studies.

Keywords:

Biomechanical modelling, finite element method, lower limb, muscular activation, FEM – multi body coupling, personalization.

Remerciements

Avant de rendre compte des travaux de recherche que j'ai eu le plaisir de réaliser dans le cadre de cette thèse, je me dois de remercier un ensemble (très large... !) de personnes, sans le concours et le soutien desquelles je n'aurais pas eu la possibilité de concrétiser cette entreprise.

Je remercie particulièrement mes encadrants Yoann LAFON et Raphaël DUMAS, pour la confiance que vous m'avez portée dès les premiers jours, pour votre disponibilité, votre capacité d'écoute, et pour les compétences que j'ai pu acquérir en travaillant à vos côtés. Je suis ravi d'avoir eu l'occasion de collaborer avec vous sur ce sujet.

Je remercie les membres du jury – Yohan PAYAN, Stéphane AVRIL, Saïda BOUAKAZ et Michel ROCHETTE – d'avoir accepté de se pencher sur mes travaux.

Merci à Laurence CHEZE et Philippe VEZIN, ainsi qu'à toute l'équipe du Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs pour leur accueil au sein de la structure.

Encore un grand merci à Cindy PINEAU, Christophe PERA, Anicet LE RUYET, Bertrand FRECHEDE, Philippe BEILLAS, Dominique BONNEAU, Muriel BOURDIN, Anurag SONI, Brigitte CHIMENTON et à tous les chercheurs, doctorants et post-doctorants qui m'ont apporté leur aide et leurs conseils, en plus de leur sympathie.

Une spéciale dédicace à mes camarades Stéphane HOWLEY et Wen Chao YU, qui ont supporté ma compagnie pendant toutes ces années. Je sais, les gars, ce n'était pas simple tous les jours !

Je tiens à remercier tous les camarades que j'ai vu défiler au rez-de-chaussée du bâtiment Omega puis dans les bars du Vieux Lyon et de la Presqu'île (Sic... !), j'ai nommé Angèle, Tecla, Sylvie, Kristy, Marion, Romain, Aimad, Vincent, Xavier, Victor, Pierre, Anaïs et j'en passe...

Merci à tout le personnel de nettoyage, et en particulier Aïcha, sans lesquels notre espace de travail aurait largement usurpé sa dénomination de "bureau" !

Je tiens à NE PAS remercier la société en charge des distributeurs de boissons chaudes : dans cette fac, c'est un miracle quand on arrive à avoir son café dans un gobelet et sans se faire voler sa monnaie. Ce qui n'est pas sans causer des tourments aux nombreux doctorants pour qui le café est à la fois le carburant et le comburant de la journée.

Enfin, merci à mes proches pour leur soutien sans faille et leur patience, dans les périodes d'incertitude et de stress : Maman et Romain, Yu-Ling, Hôtel Saint-Cyr, Noname, Zeldon et tous mes bros de Lyon et d'ailleurs.

Table des matières

Remerciements	7
Table des matières	9
Figures	12
Tables	14
Annexes	15
Abréviations.....	16
Notations scientifiques.....	17
Unités usuelles.....	18
Introduction.....	19
CHAPITRE I : Revue de littérature.....	22
1.1. Description anatomique.....	23
1.1.1. Terminologie anatomique et repères de référence.....	23
1.1.2. L'appareil locomoteur du membre inférieur.....	25
1.1.3. Notions d'anatomie.....	27
a) Ostéologie.....	27
a) Arthrologie.....	29
b) Myologie et propriétés physiques du tissu musculaire.....	32
1.1.4. Le membre inférieur : anatomie et principes biomécaniques	43
c) Le bassin et l'articulation sacro-iliaque	43
d) La cuisse et l'articulation coxofémorale.....	45
e) La jambe et le genou	54
f) La région du pied, et l'articulation de la cheville	66
1.1.5. Bilan	73
1.2. Modélisation dynamique du Membre Inférieur	74
1.2.1. Mécanique du Système Musculotendineux.....	75
1.2.2. Les Modèles Multi-Corps Rigides	85
a) Principes de modélisation	85
b) Limites des Modèles Multi-Corps Rigides	90
1.2.3. Les Modèles Volumiques Déformables.....	92
a) Généralités	92
b) Revue de littérature des modèles volumiques déformables	98
1.2.4. Personnalisation des modèles, et techniques de validation <i>in-vivo</i>	105
1.2.5. Bilan	109

CHAPITRE II : Outils pour la simulation biomécanique du Membre Inférieur111

2.1.	Modélisation dynamique du Membre Inférieur	112
2.2.	Modélisation Volumique Déformable Contractile du Muscle Squelettique	114
2.3.	Outils de modélisation du système MSK.....	117
2.3.1.	Réalisation du modèle géométrique	118
2.3.2.	Maillage de la structure.....	118
2.3.3.	Modélisation du système ostéoarticulaire.....	120
a)	Modélisation du squelette	120
b)	Modélisation des structures ligamentaires.....	122
2.3.4.	Modélisation du système musculotendineux	123
2.3.5.	Représentation des insertions musculaires et ligamentaires	124
2.3.6.	Représentation mécanique des tissus interstitiels.....	125
2.3.7.	Modèle personnalisé de la cuisse – Application au VHM® Male.	126
2.3.8.	Stratégie d’activation du modèle volumique déformable	127
2.4.	Outils de simulation pour le calcul des grandeurs biomécaniques.....	128
2.4.1.	Calcul des grandeurs biomécaniques.....	130
a)	Calcul des efforts transmis par les contacts	130
b)	Cinématique du squelette	131
c)	Cinématique musculaire.....	131
d)	Données de sections musculaires	132
e)	Calcul du module de cisaillement, par approche écho-élastographique.....	137
2.4.2.	Exécution des simulations et outils d’optimisation.....	140
2.5.	Bilan	143

CHAPITRE III : Simulations.....144

3.1.	Etude de l’influence des interactions mécaniques sur les tensions musculotendineuses	145
3.1.1.	Description des simulations	145
3.1.2.	Résultats	147
3.1.3.	Analyse et discussion.....	151
3.2.	Analyse de la compression du fémur en <i>Heel Strike</i>	152
3.2.1.	Description de la simulation.....	152
3.2.2.	Résultats	154
3.2.3.	Analyse et discussion.....	156

CHAPITRE IV : Discussions et pistes d'améliorations	158
4.1. Introduction.....	159
4.2. Méthode de réalisation du modèle géométrique.....	159
4.3. Méthode de reconstruction des maillages du modèle déformable.....	160
4.4. Modélisation des tissus interstitiels	161
4.5. Répartition spatiale de l'activation dans la section du muscle	162
4.6. Approche THM pour la modélisation de la contraction.....	163
4.7. Exploitation des mesures Echo-Elastographie pour la personnalisation et la validation du modèle déformable.....	164
Conclusion	165
Références bibliographiques.....	167

Figures

Figure 1 – Positions anatomiques	23
Figure 2 – Axes et plans anatomiques de référence	24
Figure 3 – Régions anatomiques du membre inférieur.....	25
Figure 4 – Structure interne d'un os long.....	27
Figure 5 – Morphologie des os longs.....	28
Figure 6 – Trois organisations de muscles.....	33
Figure 7 – Un muscle plat	33
Figure 8 – Un muscle circulaire	33
Figure 9 – Un muscle fusiforme	33
Figure 10 – Des muscles penniformes.....	33
Figure 11 – Schématisation de l'ACSA et de la PCSA.....	34
Figure 12 – Structure interne d'un muscle fusiforme monogastrique.....	34
Figure 13 – Microstructure du rhabdomyocyte	35
Figure 14 – Le sarcomère au repos (1) et contracté (2)	36
Figure 15 – Etape 1 du cycle ATPasique	37
Figure 16 – Etape 2 du cycle ATPasique	37
Figure 17 – Etape 3 du cycle ATPasique	37
Figure 18 – Etape 4 du cycle ATPasique	37
Figure 21 – Influence de la fréquence tétnique sur la force	40
Figure 22 – Recrutement spatio-temporel des Unités Motrices.....	41
Figure 23 – Pièces osseuses de la ceinture pelvienne (vue antérieure).....	43
Figure 24 – Os coxal droit.....	43
Figure 25 – Ceinture pelvienne (vue antérieure)	44
Figure 26 – Squelette de la cuisse (vue antérieure).....	45
Figure 27 – Vues antérieure et postérieure du fémur	45
Figure 28 – Ostéologie de l'épiphyse fémorale proximale (vue antérieure)	46
Figure 29 – Articulation coxo-fémorale, tissus intra-synoviaux	47
Figure 30 – Articulation coxo-fémorale, tissus extra-synoviaux	48
Figure 31 – Insertions des muscles de la fesse, de la cuisse et de la ceinture pelvienne	51
Figure 32 – Muscles de la fesse, de la cuisse et de la ceinture pelvienne (coupes, vue caudale)	51
Figure 33 – Balance de Pauwels	52
Figure 34 – Amplitude angulaire de la cuisse dans le plan transversal. Rotations interne et externe	53
Figure 35 – Amplitude angulaire de la cuisse dans le plan sagittal. Flexion et extension	53
Figure 36 – Amplitude angulaire de la cuisse dans le plan frontal. Abduction et adduction	53
Figure 37 – Squelette de la jambe.....	54
Figure 38 – Vue antérieure et coupe du tibia et de la fibula	55
Figure 39 – Articulation du genou, structures ligamentaires.....	56
Figure 40 – Articulation du genou en flexion partielle (coupe parallèle au plan sagittal)	58
Figure 41 – Coupe transversale de la trochléenne.....	59
Figure 42 – Insertions des muscles de la jambe	62

Figure 43 – Muscles de la jambe (coupe A-A, vue caudale).....	62
Figure 45 – Equilibre statique du genou sous charge (vue latérale).....	64
Figure 46 – Squelette du pied	67
Figure 47 – Ligaments latéraux de la cheville	68
Figure 48 – Maintien de la voute plantaire	72
Figure 49 – Allure générique des lois de comportement du muscle squelettique	77
Figure 50 – Modèle de comportement du SMT d’après Zajac et Erdemir	81
Figure 51 – Schématisation des notions d’antagonisme et de redondance musculaire	83
Figure 52 – Dynamique directe	87
Figure 53 – Dynamique Inverse.....	88
Figure 54 – Optimisations statiques (schémas de principe)	88
Figure 55 – Transformation géométrique du domaine Ω	92
Figure 56 – Etapes de modélisation par la Méthode des Eléments Finis.....	96
Figure 57 – Analyse des données EE pour la personnalisation des modèles.....	108
Figure 58 – Diagramme fonctionnel du modèle MSK volumique déformable.....	110
Figure 59 – Travaux de développement du modèle MSK du membre inférieur.....	113
Figure 60 – Modélisation musculaire active déterministe	114
Figure 61 – Couplage modèle volumique actif / relation force-longueur isométrique	115
Figure 62 – Blocs fonctionnels de la toolbox de modélisation.....	117
Figure 63 – Génération du modèle géométrique.....	118
Figure 65 – Processus de génération des maillages personnalisés.....	119
Figure 66 – Paramétrage cinématique du squelette.....	121
Figure 67 – Personnalisation géométrique de la modélisation musculaire active	123
Figure 68 – Modélisation des insertions musculaires et ligamentaires	124
Figure 69 – Matrice des contacts des entités de la cuisse	125
Figure 70 – Modèle personnalisé du système MSK de VH Male (cuisse et genou)	126
Figure 71 – Asservissement en force du modèle volumique déformable	127
Figure 72 – Blocs fonctionnels de la toolbox de simulation.....	129
Figure 73 – Calcul de la cinématique squelettique	131
Figure 74 – Vecteur-longueur associé au modèle musculaire	131
Figure 75 - Traitement des coupes du modèle musculaire actif.....	133
Figure 76 – Coupe du muscle droit antérieur	136
Figure 77 – Calcul du module d'élasticité par propagation d'onde de cisaillement	138
Figure 79 – Méthodologie d’optimisation paramétrique de modèles mixtes, sous LS-OPT®.....	141
Figure 80 – Instant du cycle de marche analysés en déformable	145
Figure 81 – Efforts développés en HS et LR, par les 43 SMT du modèle MCR	146
Figure 82 – Interpénétrations en LR (région glutéale et cuisse)	150
Figure 83 – Modèle déformable du fémur	152

Tables

Tableau 1 – Positions anatomiques.....	23
Tableau 2 – Définitions mouvements articulaires principaux.....	30
Tableau 3 – Caractéristiques et performances des fibres musculaires.....	38
Tableau 4 – Système musculaire des régions pelvienne, glutéales et fémorales	50
Tableau 5 – Système musculaire de la jambe et du genou.....	61
Tableau 6 – Système musculaire de la cheville et du pied.....	72
Tableau 7 – Modes de contraction du muscle squelettique	76
Tableau 8 – Modèles musculaires rhéologiques	82
Tableau 9 – Eléments de modélisation de l'appareil locomoteur par une approche multi-corps ...	85
Tableau 10 – Méthodes Numérique pour l'analyse de la dynamique de l'appareil locomoteur.....	94
Tableau 11 – Modèles Volumiques Déformables de Systèmes MSK (1).....	102
Tableau 12 – Modèles Volumiques Déformables de Systèmes MSK (2).....	103
Tableau 13 – Modélisation Volumique Déformable du muscle squelettique.....	104
Tableau 14 – Paramétrage des modèles multicorps	106
Tableau 15 – Approches de personnalisation géométriques de modèles volumiques	107
Tableau 16 – Algorithme de paramétrage géométrique du squelette	120
Tableau 17 – Définition des repères locaux associés aux os dans la position jambe tendue.....	121
Tableau 18 – Composants et chargements du modèle déformable	146
Tableau 19 – Comparatif des déformations du MI en [SAC] et [SAC].....	149
Tableau 20 – Tableau comparatif des forces musculotendineuses MCR-SAC-SSC	149
Tableau 21 – Chargement du modèle déformable du fémur, en HS	153
Tableau 22 – Contraintes de Von Mises sur la paroi de la corticale du fémur	154
Tableau 23 – Contraintes de Von Mises (Coupe dans le plan axe diaphysaire – axe du col).....	155

Annexes

- Annexe 1 :** Effect of the muscle activation level distribution on normal stress field:
A numerical study [1]
- Annexe 2 :** Mechanical parameters influence study of the shear wave mechanical
characterization method [2]
- Annexe 3 :** Mise en œuvre de LS-OPT pour l'optimisation de modèles multi-logiciels

Abréviations

act.	<u>A</u> ctivation muscula <u>i</u> re
ADP	<u>A</u> dénosine <u>D</u> i <u>P</u> hosphate
AF	<u>A</u> xe <u>F</u> rontal
AFP	<u>A</u> xe <u>F</u> onctionnel du <u>P</u> ied
AL	<u>A</u> xe <u>V</u> ertical
AQM	<u>A</u> nal <u>y</u> se <u>Q</u> uantifiée du <u>M</u> ouvement
AS	<u>A</u> xe <u>S</u> agittal
ATP	<u>A</u> dénosine <u>T</u> ri <u>P</u> hosphate
CdG	<u>C</u> entre <u>d</u> e <u>G</u> ravité
Cf.	<u>C</u> on <u>f</u> ère
C.I.	<u>C</u> ondition <u>I</u> n <u>i</u> ti <u>a</u> le
eq.	é <u>q</u> uation
i.e.	<u>i</u> d <u>e</u> st (c'est-à-dire)
LdC	<u>L</u> oi <u>d</u> e <u>C</u> omportement
lig.	<u>l</u> igament
MCR	<u>M</u> ulti- <u>C</u> orps <u>R</u> igide
MEF	<u>M</u> odèle <u>E</u> lément <u>F</u> inis
MI(s)	<u>M</u> embre(s) <u>I</u> nférieur(s)
MMC	<u>M</u> écanique des <u>M</u> ilie <u>x</u> <u>C</u> ontinu <u>s</u>
MSK	<u>M</u> usculo <u>S</u> keletal (musculo squelettique)
mu.	<u>M</u> uscle
N.B.	<u>N</u> ota <u>B</u> ene
PA	<u>P</u> otentiel d' <u>A</u> ction
PF	<u>P</u> lan <u>F</u> rontal
PFD	<u>P</u> rin <u>c</u> ipe <u>F</u> ondamental de la <u>D</u> ynamique
Ph.	<u>P</u> halange
Pi	<u>P</u> hosphate <u>i</u> norganique
PPSE	<u>P</u> otentiel <u>P</u> ost <u>S</u> ynaptique <u>E</u> xcitateur
PS	<u>P</u> lan <u>S</u> agittal
PT	<u>P</u> lan <u>T</u> ransversal
SMT	<u>S</u> ystème <u>M</u> uscolo- <u>T</u> endineux
SNC	<u>S</u> ystème <u>N</u> erveux <u>C</u> entral
ten.	<u>t</u> endon
THM	<u>T</u> hermo- <u>M</u> écanique
UM	<u>U</u> nité <u>M</u> otrice

Notations scientifiques

Quantité / Opérateur	Notation		
Point	P		
Scalaire	i		
Fonction	$f(x, y, z, t, \dots)$		
Dérivée première par rapport au temps	\dot{f}		
Dérivée seconde par rapport au temps	\ddot{f}		
Vecteur	\vec{u}	\bar{u}	$\{u\}$
Matrice	$[A]$	$\bar{\bar{A}}$	$[A]$
Matrice / Vecteur transposée	$[A]^T$	$\bar{\bar{A}}^T$	$[A]^T$
Matrice inverse	$[A]^{-1}$	$\bar{\bar{A}}^{-1}$	$[A]^{-1}$
Tenseur d'ordre 2		$\bar{\bar{A}}$	
Tenseur d'ordre 4		$\bar{\bar{\bar{A}}}$	
Opérateur gradient		$\bar{\bar{\nabla}} \bar{u}$	
Opérateur divergent		$\overline{div}(\bar{u})$	
Norme d'un vecteur	$\ \vec{u}\ $		
Force exercée par le solide (1) sur le solide (2) au point A	$\overrightarrow{F_{1 \rightarrow 2}^A}$		
Moment résultant de la force \vec{F} , exprimé au point B	$\overrightarrow{M_B^{F_{1 \rightarrow 2}^A}}$		
Produit scalaire	\cdot		
Produit vectoriel	\wedge		

Unités usuelles

<i>Grandeur</i>	<i>Unité</i>	<i>Abréviation</i>
	Sans unité	s. u.
Force	Newton	N
Longueur	Mètre	m
Energie	Joules	J
Puissance	Watts	W
Contrainte, pression	Pascal	Pa
Masse	Kilogramme	Kg
Masse volumique	Kilogramme par m	Kg.m ⁻³
Température	Kelvin	K
Fréquence	Hertz	Hz, s ⁻¹
Angle plan	Radian, degrés	Rad, °

Introduction

L'analyse du comportement mécanique des systèmes musculo-squelettique [MSK] est une thématique de recherche très vaste, qui trouve ses applications dans des domaines variés, comme la recherche clinique [3, 4], la conception de simulateurs médicaux chirurgicaux [5, 6, 7], l'ergonomie [8], la sécurité passive dans les transports [9, 10], l'optimisation de gestes sportifs [11, 12, 13] ou la synthèse d'image 3D (effets spéciaux numériques) pour le cinéma ou le jeu vidéo [14, 15].

La modélisation numérique des systèmes MSK est un objectif généralisé dans la communauté scientifique : elle permet aux chercheurs de quantifier des grandeurs physiques inaccessibles in-vivo, en raison du caractère invasif des dispositifs de mesure [16], du nombre ou du coût des manipulations, ou du caractère drastique du chargement étudié [17].

Pour répondre à ce besoin, des modèles numériques sont développés par les différentes unités de recherche.

L'activité de recherche de l'équipe Biomécanique et Orthopédie du Laboratoire de Biomécanique et Mécanique de Chocs (LBMC) porte sur l'étude du comportement de systèmes MSK pour l'orthopédie, la médecine du sport et la réadaptation fonctionnelle [18].

L'équipe développe des modèles multi-corps rigides [MCR] pour l'analyse quantifiée du mouvement [19, 20], et particulièrement un modèle de membre inférieur [MI] pour l'analyse de la marche [21, 3, 22, 23], modèle qui a été validé par la confrontation des résultats de force de contact articulaire au niveau de genou avec des mesures de prothèses instrumentées.

Ces modèles MCR sont constitués du système ostéoarticulaire représenté par un modèle multi-corps rigide poly articulé, couplé à une modélisation active des muscles. L'approche classique utilisée par nombre d'auteurs consiste à représenter les muscles par des éléments unidimensionnels à capacité contractile [24, 25]. En effet, la réalisation de ces modèles est facilitée par leur faible paramétrage et la simplicité de la modélisation musculaire. Par ailleurs, les simulations des modèles MCR étant très rapides en temps de calcul, ces modèles sont particulièrement adaptés aux calculs des efforts musculaires et des schémas d'activation, qui nécessitent une optimisation de la dynamique par méthode inverse. Ces deux considérations expliquent la généralisation de cette approche pour la modélisation des systèmes MSK pour l'analyse quantifiée du mouvement [26, 27].

Un des verrous scientifique de cette approche réside dans la modélisation numérique des muscles. La modélisation filaire ne permet pas de prendre en compte les géométries réelles des muscles, l'orientation spatiale des fibres au sein du tissu musculaire (la question du nombre et de l'orientation des lignes d'action affectées à chaque muscle dans ce type de modèle constituant ainsi une des hypothèses sujette à discussion), et ne rend pas compte de l'influence des déformations et des

interactions entre les tissus sur le comportement mécanique global du système MSK. Il existe en effet des efforts transmis entre chaque muscle, et entre les muscles et les os sans passer par les tendons. Ces effets sont maximisés par la présence d'aponévroses qui, bien sûr, ne sont pas prises en compte dans une modélisation dans laquelle les muscles sont assimilés à de simples câbles.

De fait, cette approche filaire est limitée en termes de personnalisation géométrique, mais également comportementale et mécanique.

L'aspect filaire interdit l'évaluation de l'influence de la distribution spatiale des propriétés mécaniques des tissus. Cette hétérogénéité peut être mise en évidence par la caractérisation *in-vivo* du module de cisaillement transverse par écho-élastographie, et l'observation de la variabilité de cette grandeur dans le plan d'acquisition [28].

D'autre part, les paramètres inertiels (masse, moments d'inertie) sont quantifiés de manière globale pour chaque segment corporel (sans distinction des tissus qui les composent localement), et affectés aux centres de gravités de chaque segment, considérés fixes par rapport au squelette. Or la répartition de la masse des tissus mous est répartie physiquement de manière hétérogène au sein de chaque segment [29], et sa répartition spatiale évolue au cours du temps en fonction du mouvement et de l'activation musculaire [30].

Les hypothèses simplificatrices dues à ces limitations peuvent générer à des bras de levier non physiologiques, expliquant l'incohérence clinique de certains schémas d'activation musculaires estimés par les modèles MCR [31, 32, 33]. Par ailleurs la personnalisation est une problématique fondamentale dans le cadre du déploiement de modèles MSK pour des applications orthopédiques, en raison de l'influence de paramètres spécifiques à chaque patient tels que la morphologie [34, 35, 36], la présence de pathologies comme l'arthrose, les ruptures ligamentaires. L'importance de la capacité à personnaliser un modèle se renforce en raison du vieillissement de la population, qui génère un besoin d'amélioration constant de compréhension des mécanismes pathologiques.

Afin de répondre aux précédentes limitations, l'objectif de ce travail de thèse est de développer un modèle MSK volumique déformable et personnalisable, compatible avec l'Analyse Quantifiée du Mouvement. On peut rappeler ici que l'analyse 3D de la marche est un acte médical (code NKQP003 [37] de la classification commune des actes médicaux) faisant partie de la routine clinique en médecine physique et de réadaptation. Du fait des compétences historiques du laboratoire et de l'équipe de recherche, en particulier, l'approche de modélisation sera appliquée sur le membre inférieur.

Ce mémoire débute par une présentation anatomique du membre inférieur, comprenant une description détaillée du système ostéoarticulaire et des muscles qui le compose. Puis, nous présenterons un état de l'art de la modélisation des systèmes MSK, et des modèles musculaires volumiques déformables à capacité contractile. L'analyse de cette revue de la littérature nous a permis de définir une approche permettant de créer un modèle conforme aux objectifs fixés. L'ensemble de ces éléments constituent le 1^{er} chapitre de ce mémoire.

Dans un deuxième temps, nous décrirons les étapes de modélisation. Notre approche consiste à développer un ensemble d'outils permettant :

- de générer de manière automatisée un modèle éléments finis [MEF] personnalisé, en fonction de données in-vivo. Ce modèle comprend une représentation volumique déformable à capacité contractile associée à chaque muscle, basée sur un modèle thermomécanique [THM].
- de piloter les consignes d'activation et la cinématique ostéoarticulaire, par le biais d'une boucle d'asservissement du modèle déformable par le modèle MCR développé par le laboratoire.

Ces outils sont complémentaires à ceux développés au préalable au LBMC, et ont été conçus dans un souci de facilité d'utilisation, d'intégration, de maintenance et d'amélioration.

Nous présenterons ensuite les potentialités de notre approche, en proposant trois cas applicatifs, basés sur la géométrie reconstruite (lors de précédents projets) à partir des données du projet *Visible Human*[®] (male) et basés sur l'estimation des forces musculo-tendineuses et articulaires réalisée dans le cadre du « *Grand Challenge Competition to predict in vivo knee loads* » [38, 39].

Enfin, nous exposerons dans le chapitre IV les limites de notre approche, afin de mettre en évidence les axes d'améliorations envisageables.

Chapitre 1 :

Revue de littérature

1.1. Description anatomique

1.1.1. Terminologie anatomique et repères de référence

Ce document se conforme aux conventions internationales concernant la terminologie et les repères anatomiques. Les termes suivants (Cf. Tableau 1, Figure 1) qualifient la position par rapport au corps humain vivant, debout, membres inférieurs parallèles et membres supérieurs verticalement le long du corps (position anatomique de référence, ou *zéro-anatomique*).

position	définition
Antérieure, frontale, ventrale	Vers l'avant du corps
Postérieure, dorsale	Vers l'arrière du corps
Crâniale, supérieure	Vers le haut du corps
Caudale, inférieure	Vers le bas du corps
Latérale, externe	S'éloigne latéralement du milieu du corps
Médial, interne	Se rapproche latéralement du milieu du corps
Proximal	Vers la racine du membre sur le tronc
Distal	Vers l'extrémité du membre
Profond, central	Vers l'intérieur du corps
Superficiel, périphérique	Vers la surface du corps
Plantaire	Vers la paume de la main (ou la plante du pied)
Dorsal	Vers le dos de la main (ou du pied)

Tableau 1 – Positions anatomiques

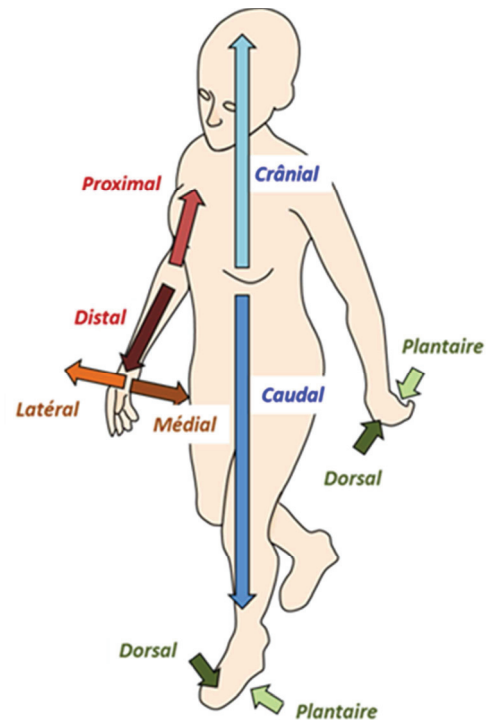


Figure 1 – Positions anatomiques

Les trois plans anatomiques de référence sont orthogonaux et passent par le centre de gravité [CdG] du corps (Cf. Figure 2). Ils sont définis comme suit :

- Le plan *sagittal* (ou *antéro-postérieur*) divise le corps en deux parties, droite et gauche.
- Le plan *frontal* (ou *bilatéral, transversal*) divise le corps en deux parties antérieure et postérieure.
- Le plan *transversal* (ou *horizontal*) divise le corps en deux parties, supérieure et inférieure.

Les intersections de ces plans permettent de définir les trois axes de références.

- L'axe *sagittal* (ou *antéro-postérieur*) est l'axe horizontal formé par l'intersection de plans sagittaux et transversaux, orienté d'avant en arrière. Il est normal au plan frontal.
- L'axe *frontal* (ou *bilatéral*) est l'axe horizontal formé par l'intersection des plans frontaux et transversaux, orienté de gauche à droite. Il est normal au plan sagittal.
- L'axe *longitudinal* (ou *bipolaire*) est l'axe vertical formé par l'intersection des plans frontaux et sagittaux, orienté de bas en haut. Il est normal au plan transversal.

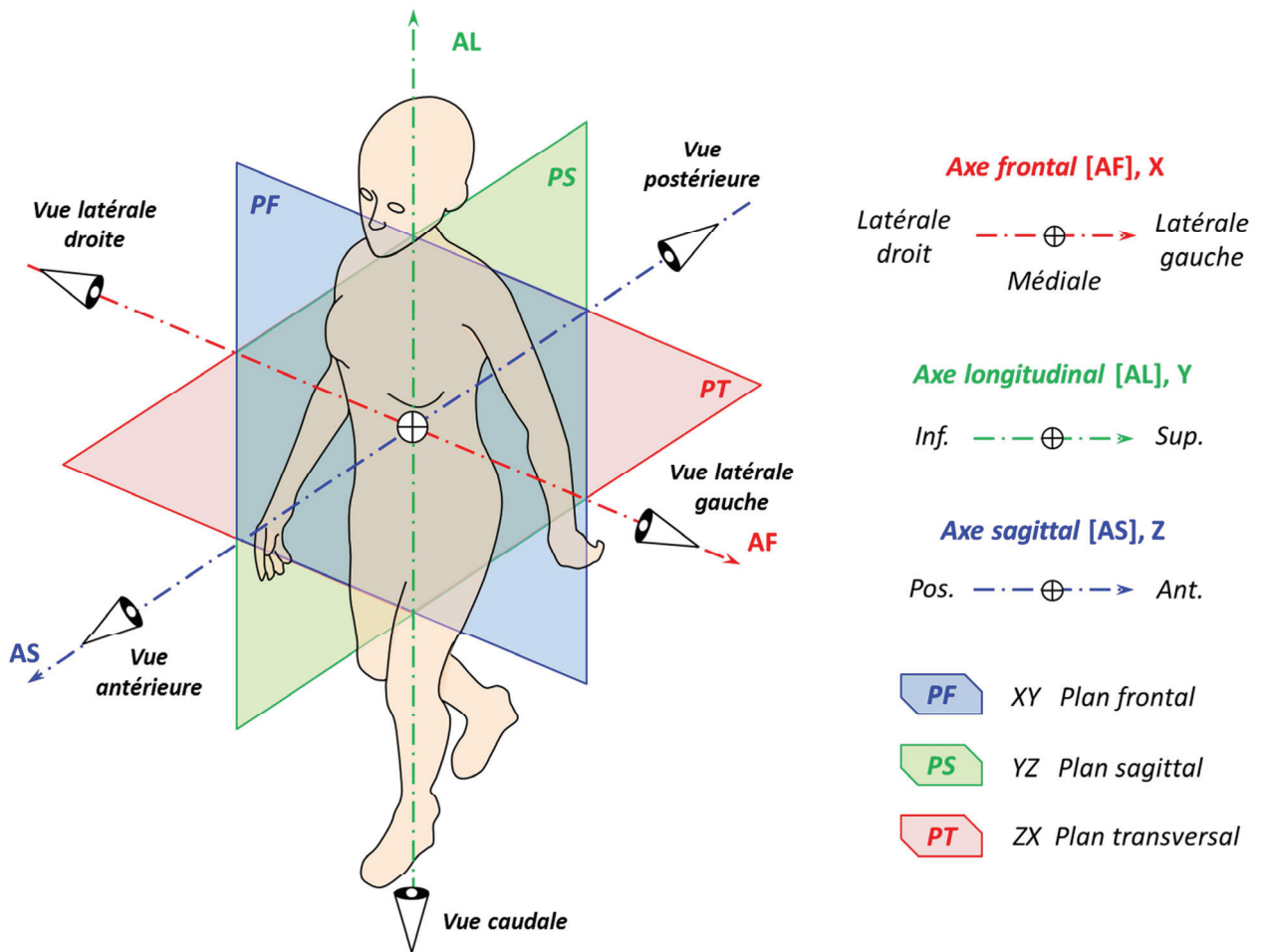


Figure 2 – Axes et plans anatomiques de référence

N.B. :

- le modèle élément finis présenté dans la suite de ce document est construit dans un système d'axes orthonormé direct XYZ, tel que X est confondu avec l'AF, Y avec l'AL et Z avec l'AS.
- L'homme disposant de deux membres inférieur, il convient de préciser que les descriptions anatomiques sont effectuées (sauf indication contraire) sur le membre droit.
- Les orteils de chaque pied sont numérotés 1 à 5, 1 étant l'hallux (gros orteil). Par exemple, la phalange proximale de l'hallux est notée Ph. prox. 1.

1.1.2. L'appareil locomoteur du membre inférieur

On appelle *appareil locomoteur* l'ensemble des organes permettant à un organisme vivant de se mouvoir [40, 41]. Chez les vertébrés, et en particulier chez l'homme, il est constitué des éléments suivants :

- Le *système ostéoarticulaire*, composé du squelette et des articulations
- Le *système musculaire* à l'exception des muscles lisses et du myocarde, c'est-à-dire l'ensemble des muscles striés et leurs tendons
- Les parties des systèmes nerveux central [SNC] et vasculaires affectés à l'innervation et l'irrigation de ces tissus

Les fonctions remplies par l'appareil locomoteur sont multiples. A l'échelle du corps complet, l'appareil locomoteur permet le maintien en équilibre actif des segments corporels (ou posture). Au niveau de la tête, il intervient dans la mastication ou la parole. Il assure par ailleurs la protection des organes internes au niveau du thorax et de la tête, la ventilation, la continence urinaire et fécale, la préhension, et évidemment la locomotion.

Une des caractéristiques d'*Homo-Sapiens* est la locomotion bipède permanente : le déplacement s'effectue essentiellement depuis la station debout (position verticale, en appui sur les deux pieds), par la mise en œuvre des deux membres inférieurs.

Le membre inférieur est lié à l'extrémité inférieure du rachis lombaire, le sacrum, par le biais de la ceinture pelvienne. Il est classiquement délimité par des six régions principales représenté sur la Figure 3:

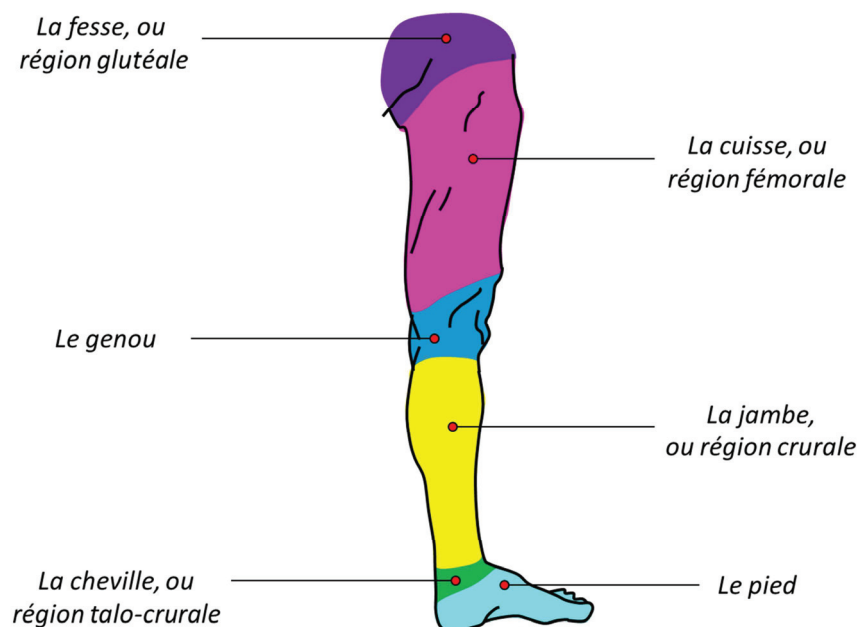


Figure 3 – Régions anatomiques du membre inférieur

Ces six régions abritent tout un ensemble d'*organes* de nature variées (os, muscles, ligaments, peau, etc...), chaque composant assurant une (ou plusieurs) fonction(s) physiologique, et dont la mise en œuvre coordonnée confère sa capacité motrice au MI. Afin d'appréhender le fonctionnement biomécanique d'ensemble du système locomoteur, il est donc nécessaire de comprendre le fonctionnement élémentaire des organes qui le compose. Par conséquent, nous nous proposons d'entamer cette description anatomique par le rappel des notions classiques l'ostéologie, d'arthrologie et de myologie.

Dans le cadre de cette thèse, la fonction d' « actionneur mécanique » du tissu musculaire nous intéresse particulièrement. Or, le processus de génération de force est lié tant à sa configuration anatomique du muscle qu'à sa structure microscopique. Par conséquent, nous établirons une description histologique du tissu musculaire et du mécanisme de contraction, débouchant sur la mise en évidence de ses propriétés biomécaniques.

Une fois ce cadre établi, nous réaliserons une présentation complète du membre inférieur (d'un point de vue ostéoarticulaire, musculaire puis fonctionnel), en partant de la racine du membre jusqu'à l'extrémité du pied, en se focalisant d'un successivement sur les éléments composant :

- le pelvis, et l'articulation sacro-iliaque
- la jambe et l'articulation du genou
- la cuisse et l'articulation de la hanche
- le pied et l'articulation de la cheville

L'objectif de cette partie est de détailler le fonctionnement biomécanique de l'appareil locomoteur, en établissant un lien entre les organes et tissus composant chaque zone et leur fonction à travers leur action individuelles, en vue :

- de justifier les hypothèses de modélisation effectuées dans la littérature par les différents auteurs, ce qui permettra d'identifier les limitations des modèles existants,
- de justifier nos propres hypothèses de modélisation et les axes de travail qui ont conditionné la réalisation de notre modèle.

1.1.3. Notions d'anatomie

a) Ostéologie

L'*ostéologie* est la branche de l'anatomie qui traite de l'étude des os et du squelette [42, 43].

Le squelette humain est constitué de 205 os constants (i.e. présents normalement dans l'organisme) [40]. D'après Dempster, il pèse approximativement 24.5% du poids total du corps chez l'adulte [44]. Charpente du corps, il supporte l'ensemble des tissus, protège les viscères et les centres nerveux à l'intérieur de cavités protectrices, et permet la mobilité des membres sous l'action des muscles.

L'os est un organe complexe, sa structure interne est composée de six tissus distincts (Cf. Figure 4) :

- l'*os compact*, ou *os cortical*. Situé à la périphérie de l'os, il est constitué d'unités élémentaires cylindriques appelées *ostéons*. Sa structure est très dense, ce qui confère à l'os l'essentiel de sa rigidité.
- l'*os spongieux*, ou *os médullaire*. Corps caverneux constituant la couche intermédiaire de l'os, il est constitué de lamelles osseuses délimitant des cavités remplies de moelle rouge, ce qui lui donne l'aspect d'une éponge.
- le *cartilage articulaire*, ou *cartilage hyalin*. Il recouvre les surfaces articulaires des articulations synoviales.
- le *périoste*. Il s'agit d'un ensemble de deux couches (fibreuse et non fibreuse), recouvrant la surface de l'os à l'exception des surfaces articulaires. Le périoste permet la croissance de l'os dans l'épaisseur, sa vascularisation, et l'insertion des tendons et des ligaments.

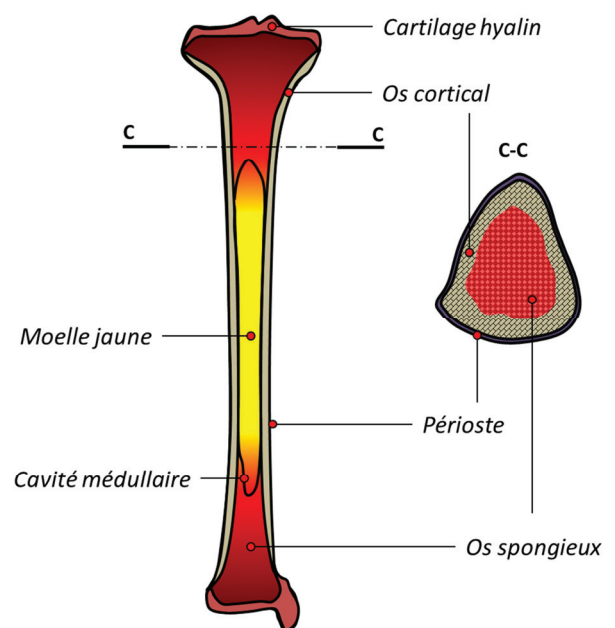


Figure 4 – Structure interne d'un os long (le tibia)

- la *moelle rouge*, ou *moelle osseuse*, qui produit les cellules sanguines.
- la *moelle jaune*, tissu adipeux occupant la cavité centrale de l'os, ou *cavité médullaire*.

Du point de vue morphologique, on peut classer les os dans les quatre catégories suivantes :

- Les os *longs*

Ils sont caractérisés par une longueur supérieure aux dimensions transversales. Le membre inférieur étant globalement de forme allongé, il est essentiellement constitué d'os longs, comme le fémur au sein de la cuisse, le tibia et la fibula au sein de la jambe, et les métatarsiens et les phalanges dans la région du pied.

Les os longs sont constitués d'un long fût central, la diaphyse. Elle est remplie de *moelle osseuse jaune*, et est recouverte du *périoste*.

Les deux extrémités sont appelées *épiphyse*. Elles sont reliées à la diaphyse par les deux métaphyses. Elles sont constituées d'os cortical en périphérie, d'os spongieux au cœur, et sont recouvertes de cartilage hyalin.

La zone intermédiaire entre épiphyse et métaphyse est constitué chez l'enfant d'une lame de cartilage de conjugaison, qui permet la croissance de l'os en longueur.

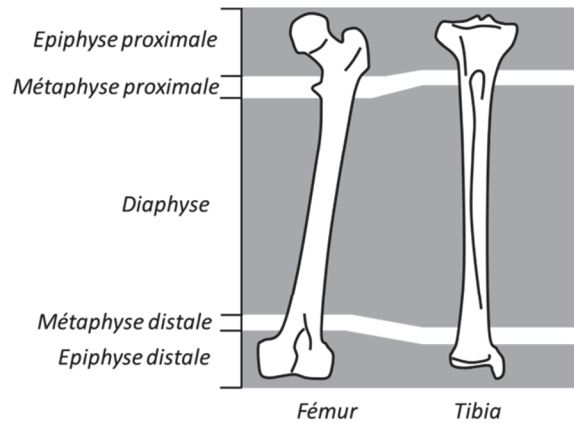


Figure 5 – Morphologie des os longs

- les os *courts*

Leurs trois dimensions spatiales sont sensiblement identiques. Leurs formes sont massives : arrondies comme la patella, parallélépipédique comme les os cuboïde du pied, irrégulière comme le calcanéum. Les os courts sont constitués d'un volume d'os spongieux recouvert d'os cortical.

- Les os *plats*

Ils présentent une faible épaisseur par rapport aux deux autres dimensions. Ils sont composés de deux couches d'os cortical renfermant une épaisseur d'os spongieux. Les deux os iliaques, composants du bassin, sont répertoriés dans cette catégorie.

- Les os intermédiaires, ou irréguliers

Cette catégorie regroupe les autres types d'os. Généralement de petite taille, leurs formes sont variées. Ils peuvent comporter des reliefs osseux saillant permettant l'insertion de ligaments, appelées *apophyses*, ou *processus*.

a) Arthrologie

L'*arthrologie* est la branche de l'anatomie qui porte sur l'étude des *articulations*, les jonctions entre les pièces osseuses [42, 43].

Les articulations sont classées en fonction de leurs degrés de mobilité :

- Les articulations *mobiles*, ou *diarthroses*, appelées encore *articulations synoviales*. Elles permettent des mouvements de grande amplitude. En raison du besoin de mobilité du membre inférieur, on y retrouve essentiellement ce type d'articulation: la hanche, le genou, la cheville et toutes les articulations du pied (à l'exception de l'articulation cuboïdo-naviculaire) sont de ce type.
- Les articulation *semi-mobiles*, ou *amphiarthroses*. Ces articulations sont peu mobiles. On distingue deux sous-types, suivant la nature des tissus assurant la contention :
 - Les *syndesmoses*.
Il s'agit d'articulations fibreuses, dans le cas desquelles les pièces osseuses sont liées par une membrane interosseuse ou des ligaments. Les articulations tibio-fibulaires, dans la région de la jambe, ou l'articulation cuboïdo-naviculaire, au niveau du pied, font partie de cette catégorie.
 - Les *symphyses*, ou articulations cartilagineuses secondaires.
Au sein du membre inférieur, on les retrouve au niveau de la ceinture pelvienne : la symphyse pubienne, ou l'articulation sacro-coccygienne.
- Les articulations *immobiles*, qui comprennent les *sutures* (articulation fibreuses à la surface du crâne), les *gomphoses* (qui lient les dents aux mâchoires), et les *synchondroses* (ou articulations cartilagineuses primaires, au niveau du sternum). Ces articulations sont rigides, il n'y a aucun déplacement relatif entre les os. Le membre inférieur n'en compte pas.

Les articulations les plus répandues sont de type *synoviales*. Dans ce cas de figure, les os sont maintenus par une capsule qui englobe les surfaces articulaires, associée à un ensemble de ligaments. Ces deux moyens de contention sont complétés par l'action de muscles péri-articulaires.

La capsule *articulaire* délimite la cavité articulaire. Elle est composée de deux couches : la capsule *fibreuse* à l'extérieur, et la *membrane synoviale* à l'intérieur. La membrane synoviale délimite la cavité articulaire. Elle est très vascularisée, et sécrète la synovie, une substance visqueuse qui lubrifie le cartilage hyalin qui tapisse les surfaces articulaires.

Pour augmenter la congruence des surfaces articulaires, la cavité peut intégrer des couches de fibrocartilage supplémentaires autour des parties femelles, appelés ménisques articulaires. Pour faciliter le glissement relatif des tissus environnant (peau, muscles, tendons...), des cavités fibreuses remplies de liquide synovial (appelées *bourses séreuses*) peuvent être présentes à la périphérie de l'articulation.

L'intégralité de ces tissus sont présents dans la capsule articulaire du genou, représentée Figure 40.

Les articulations synoviales sont caractérisées par les degrés de libertés conférés par la forme des surfaces articulaires et l'implantation des ligaments. On distingue ainsi :

- Les articulations *sphéroïdes* (ou *énarthroses*). Une tête sphérique convexe se loge dans une cavité sphérique concave. Elles autorisent les rotations dans les trois axes, elles sont assimilées à des liaisons cinématiques de type *rotule*.
- Les articulations *en selle*. L'articulation est formée par deux surfaces concaves en contact perpendiculaire. Cette liaison autorise deux degrés de libertés.
- les articulations *condyliennes*, assimilée généralement à une double liaison sphère (ou ellipsoïde) sur plan. Elles autorisent deux degrés de liberté.
- Les articulations *trochléennes*. Les pièces osseuses forment une charnière n'autorisant qu'une seule rotation.
- Les articulations *trochoïdes*. Les surfaces articulaires sont cylindriques, la liaison est assimilable à un pivot.
- Les *arthrodies*. Les os sont en contact via deux surfaces planes, ce qui autorise deux translations dans le plan de contact, et une rotation normale à ce plan. Les amplitudes des déplacements restent faibles.

On décrit les mouvements articulaires dans le plan desquels ils s'exécutent et autour de l'axe de référence passant par un point anatomique, défini par convention comme le centre de rotation de l'articulation. Chaque mouvement a son réciproque en sens inverse. Les mouvements articulaires principaux sont les suivants (Cf. Tableau 2) :

dénomination	plan / axe	position relative des segments corporels
Flexion	sagittal / frontal	Rapproche les deux segments du plan frontal médian
Extension	sagittal / frontal	Eloigne les deux segments du plan frontal médian
Adduction	frontal / sagittal	Rapproche les segments du plan sagittal médian
Abduction	frontal / sagittal	Eloigne les segments du plan sagittal médian
Rotation interne	transversal / longitudinal	Rapproche la face antérieure du membre du plan sagittal médian
Rotation externe	transversal / longitudinal	Eloigne de la face antérieure du membre du plan sagittal médian
Pronation	axe du segment	Rotation interne du segment sur son axe anatomique principal
Supination	axe du segment	Rotation externe du segment sur son axe anatomique principal

Tableau 2 – Définitions mouvements articulaires principaux

Les mouvements plus complexes sont des combinaisons de ces mouvements élémentaires, comme la circumduction, la combinaison de mouvements de rotations internes, externe, d'abduction et adduction de hanche (resp. d'épaule) qui permet de décrire un cercle avec les membres inférieurs (resp. supérieurs). A noter l'emploi de termes spécifiques aux mouvements de certains segments :

- le *valgus* (resp. le *varus*) est une rotation interne (resp. externe) du genou.
- l'*inversion* (resp. l'*éversion*) est une rotation interne-médiale (resp. externe-latérale) de la cheville.
- la *dorsiflexion* (resp. *flexion plantaire*) est la flexion (resp. l'extension) de la cheville et des orteils.

- l'inclinaison *latérale* est la rotation du squelette axial (tronc, crâne) autour de l'axe sagittal.
- l'*antéversion* (resp. la *rétroversion*) du bassin est la rotation du bassin autour de l'axe frontal dans le sens horaire (resp. dans le sens trigonométrique).
- l'antépulsion (resp. rétropulsion) est un mouvement qui entraîne le membre vers l'avant (resp. vers l'arrière)

L'amplitude des mouvements est limitée par les butées articulaires et l'extension maximales des structures fibreuses qui cloisonnent l'articulation.

Les segments corporels sont mis en mouvements sous l'action des efforts auxquels ils sont soumis, c'est-à-dire :

- Les forces dues aux actions mécaniques extérieures qui s'exercent sur le corps, dans son interaction avec son environnement (poids, action de contacts,...)
- Les efforts internes, c'est-à-dire les forces dues aux contractions musculaires qui s'exercent sur le squelette.

Les articulations ont donc pour fonction d'assurer le guidage des pièces osseuses les unes par rapport aux autres. L'amplitude de ces mouvements est limitée par les butées articulaires et l'extension maximales des structures fibreuses qui cloisonnent ces articulations. En leur qualité d'actionneurs du système musculo-squelettique, les muscles ont quant à eux pour fonction de générer ces mouvements.

b) Myologie et propriétés physiques du tissu musculaire

La *myologie* est la branche de l'anatomie qui s'intéresse aux muscles [42, 43].

Le *muscle* est un tissu biologique élastique et extensible, dont la propriété principale est la *contractibilité*. Par extension, on qualifie de *muscle* tout organe constitué pour l'essentiel de tissu musculaire.

Les muscles sont les moteurs du mouvement. D'un point de vue thermodynamique, ils développent des efforts sur les structures sur lesquelles ils sont insérés ou en contact (squelette, organes internes, fluides corporels), en convertissant une partie de l'énergie chimique stockée dans l'organisme en énergie mécanique et en chaleur. Ce mécanisme physiologique, appelé *contraction musculaire*, est réalisé par les fibres musculaires, ou *myocytes*.

Le corps humain adulte comporte approximativement 639 muscles, ce qui représente 40 à 60% de la masse corporelle [45, 44]. Les muscles sont regroupés en trois types [46, 45, 47, 48]:

- Les *muscles lisses* (ou *pâles*), aussi appelés muscles *végétatifs*.

Ils forment des couches musculaires au sein des organes creux, comme les intestins, les poumons, les artères ou la vessie. Ils sont constitués de fibres musculaires *lisses*, ou *leiomyocytes*. Leur contraction est lente et involontaire, sous le contrôle du système nerveux autonome. Leur fonction est d'améliorer le flux de différents milieux au sein de l'organisme (sang, air, nourriture...). On les appelle aussi muscles *viscéraux*.

- Les *muscles striés squelettiques* (ou *muscles rouges*).

Le terme de muscle *volontaire* est aussi utilisé. Le corps en compte entre 570 et 600, suivant les sources [49]. Ils insérés sur le squelette à la périphérie des articulations, directement sur le périoste ou indirectement par l'intermédiaire de structures conjonctives, les *tendons*. Ils ont pour fonction de générer les mouvements de l'appareil locomoteur. Les fibres sont constitués de *rhabdomyocytes*, des fibres musculaires dites *striées* en raison de leur aspect vu au microscope. On compte 125 paires de muscles striés assurant la posture et les mouvements de grande amplitude. Leur contraction est volontaire, sous le contrôle du système nerveux somatique.

- Le *myocarde* (ou *muscle strié cardiaque*).

C'est le muscle du cœur. Il est creux, très épais, et composé *cardiomyocytes*, un type particulier de fibres striées. Contrairement aux muscles squelettiques, sa contraction s'effectue sous le contrôle du SNA, qui l'actionne de manière rythmique afin de pomper le sang à travers le système vasculaire.

La configuration macroscopique classique d'un muscle strié est composée d'un corps musculaire – ou *ventre*, de couleur rose – aux extrémités duquel se trouvent les tendons (blanchâtres).

Les muscles peuvent être constitués d'un ou plusieurs ventres: on parle de muscle *mono* ou *polygastrique* (Cf. Figure 6).

Ils peuvent être positionnés en série par l'intermédiaire d'un faisceau tendineux intermédiaire (cas du muscle digastrique, au niveau de cou, par exemple), ou en parallèle (cas du quadriceps fémoral, dans la cuisse). On parle dans le dernier cas de muscle *multifide*.

On classe les muscles en fonction de leur forme et de l'orientation des faisceaux de fibres dont ils sont constitués. On distingue :

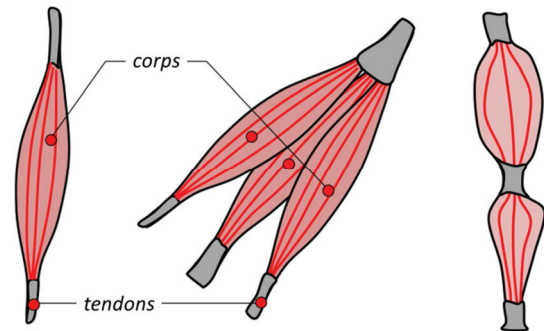


Figure 6 – Trois organisations de muscles (monogastrique, multifide et digastrique segmenté)

- les muscles *plats*

Ils sont larges, en forme de bande. On les retrouve essentiellement au niveau du thorax et du dos.

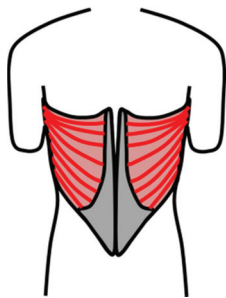


Figure 7 – Un muscle plat
le grand dorsal

- Les muscles *circulaires*

Ils entourent un conduit ou un organe creux. Les fibres sont parallèles et s'accostent sur un tendon unique. Cette catégorie regroupe les *sphincters* et les muscles *orbiculaires*.

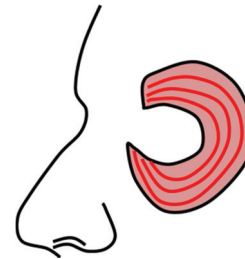


Figure 8 – Un muscle circulaire
l'orbiculaire de l'œil gauche

- les muscles *fusiformes* (ou *parallèles*)

Ils sont de forme allongée. Leurs fibres parcourent toute la longueur du muscle, elles sont donc orientées parallèlement à l'axe défini par les deux insertions (on parle de fibres *cylindriques*). Chacune des extrémités se confond avec le tissu conjonctif qui forme les tendons.

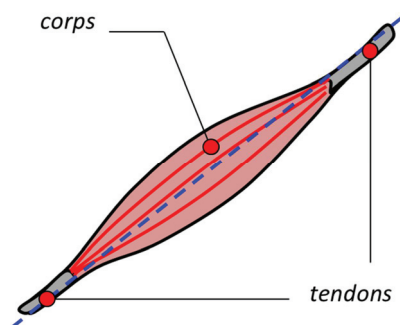


Figure 9 – Un muscle fusiforme
Le sartorius

- les muscles *penniformes*

Egalement de forme allongée, ils se caractérisent par un tendon qui s'étend sur la longueur du muscle, sur lesquels se fixent des faisceaux de fibres courts. Ces faisceaux forment un angle avec l'axe principal, appelé angle de pennation.

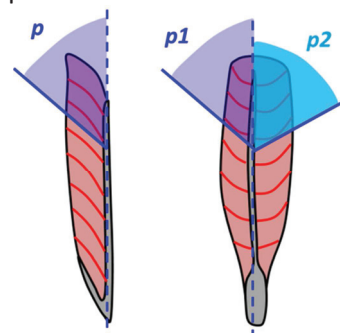


Figure 10 – Des muscles penniformes
Le long extenseur des orteils (gauche)
Le muscle droit antérieur (droite)

On introduit ici les notions d'*Anatomical Cross-Section Area* [ACSA] et de *Physiological Cross-Section Area* [PCSA]. L'ACSA est la section droite d'un muscle dans sa direction principale. La PCSA est définie comme la section normale aux fibres.

Le muscle travaillant dans l'axe de ses fibres, la PCSA représente la section efficace du muscle.

Comme on peut le voir sur la Figure 11-1, PCSA et ACSA se confondent dans le cas des muscles fusiformes.

Cette configuration permet un raccourcissement rapide et de grande amplitude (jusqu'à 50%), mais limite l'effort développé par le muscle.

Le nombre de fibres musculaires intersectées par la PCSA – et par répercussion l'effort musculaire – croît en fonction de l'angle de pennation : pour le même encombrement, les muscles pennés développent des efforts plus importants. En revanche, leurs fibres étant moins longues, leur capacité de raccourcissement est plus faible. La fonction motrice nécessite à la fois la génération de mouvements de grande amplitude et la production d'efforts importants. C'est la raison pour laquelle le système musculaire du MI est principalement composé de muscles fusiformes et penniformes.

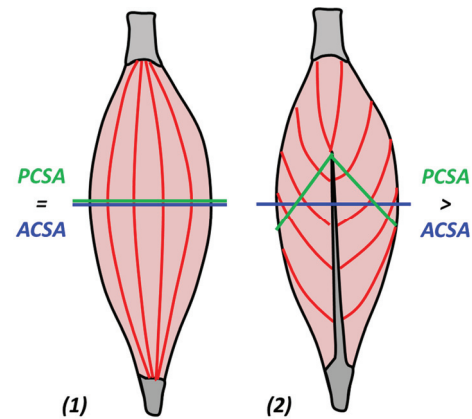


Figure 11 – Schématisation de l'ACSA et de la PCSA
(1 – muscle fusiforme ; 2 – muscle bipenné)

Structure interne du muscle strié [43, 46]

La Figure 12 représente l'imbrication des différents tissus formant le muscle strié.

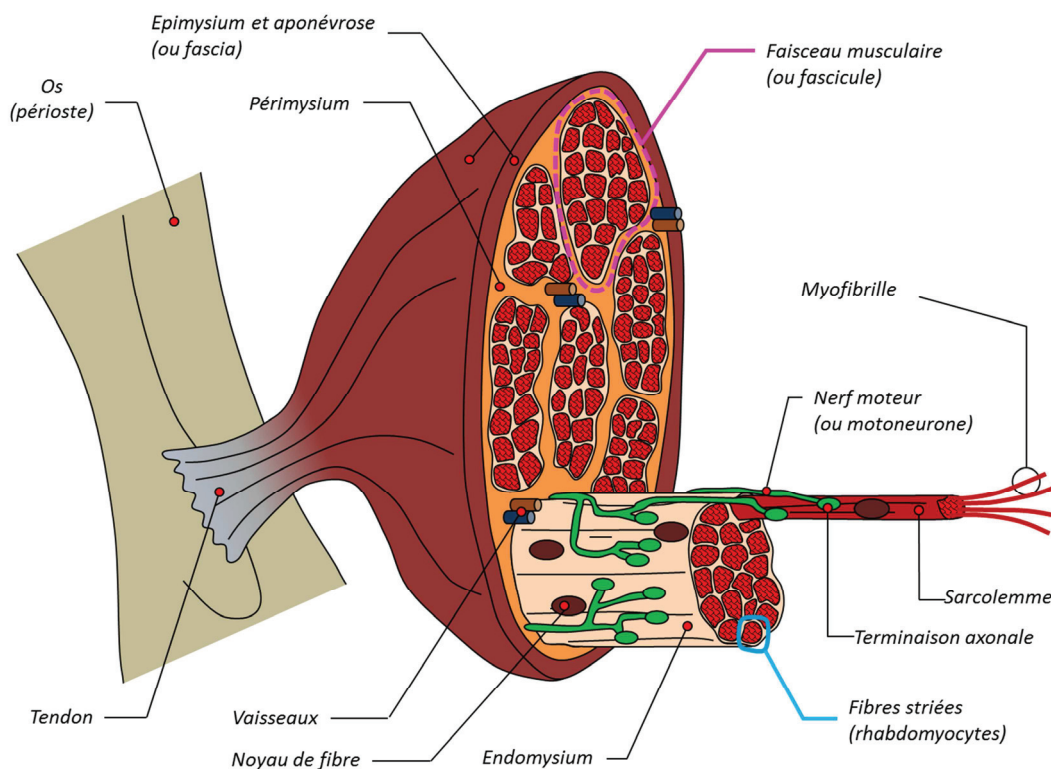


Figure 12 – Structure interne d'un muscle fusiforme monogastrique

Cette structure est centrée autour de la cellule contractile. Les fibres musculaires sont cloisonnées dans une membrane de tissu conjonctif très riche en fibres de collagène, appelée *fascia musculaire*. C'est à travers cette enveloppe passive et peu déformable que transitent les efforts générés par la contraction. Le fascia entourant les groupes musculaires prend le nom d'*aponévrose*. On appelle *endomysium* l'enveloppe des *ventres* musculaires. Ces ventres sont constitués de plusieurs faisceaux de fibres musculaires (ou *fascicules*) séparés par le *perimysium*, desquels s'étendent en parallèle les vaisseaux sanguins qui assurent la vascularisation des fibres, et les *motoneurones* qui permettent leur activation. Chaque fascicule contient entre 20 et 40 fibres musculaires. L'*endomysium* assure un lien souple entre les fibres le long du faisceau, et se confond avec les tendons au niveau des deux extrémités.

Chaque fibre musculaire s'étend sur toute la longueur efficace du muscle, et est constitué d'une seule et unique cellule, appelée *myocyte*. Le diamètre des fibres musculaires est compris entre 10 et 80µm. Les myocytes sont des cellules polynucléaires, contrairement à la quasi-totalité des autres cellules de l'organisme. Elles peuvent compter jusqu'à 500 noyaux pour les muscles les plus longs [50], répartis le long de la cellule et situés radialement sa périphérie. Chaque myocyte est innervé par une terminaison axonale provenant d'un unique *motoneurone*. Un motoneurone pouvant innerver plusieurs fibres, on désigne par *unité motrice* [UM] le motoneurone et toutes les fibres à qui il est associé.

Fibre musculaire et mécanisme de contraction [51, 50, 45, 43]

Les myocytes sont formés de plusieurs *myofibrilles*, également de la longueur de la cellule, positionnées en parallèle et entourées d'une membrane appelée *sarcolemme* (Cf. Figure 13).

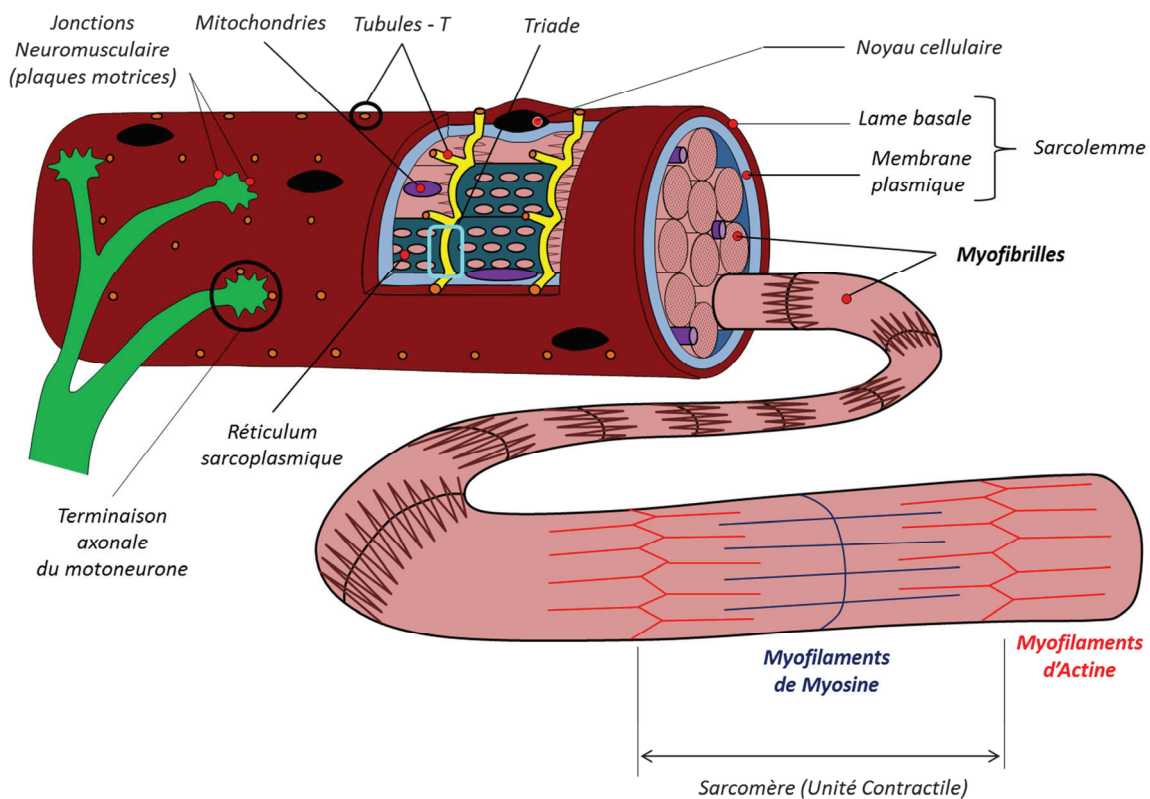


Figure 13 – Microstructure du rhabdomyocyte

Les myofibrilles sont les unités contractiles de la cellule musculaire. De forme cylindriques, leur diamètre est de l'ordre de 1 à 2µm. Elles baignent dans le *sarcoplasme*, le cytoplasme de la cellule musculaire. Les extrémités des fibres sont constituées de fibres de collagène, qui les relient au fascia.

Chaque myofibrille est constituée d'une succession longitudinale d'enchevêtrement de filaments protéiniques, appelés *sarcomères* (Cf. Figure 14). On distingue 2 types de filaments :

- les filaments fins de forme hélicoïdale constitués de molécules d'*actine*, autour desquelles s'enroulent des molécules de *tropomyosine* et de *troponine*.

- des filaments épais, composés de *myosine*.

Les molécules d'actine (resp. de myosine) sont reliées entre elles au niveau de la ligne Z (resp. de la ligne M), formant des structures en forme de peignes imbriqués les uns dans les autres (figure ci-contre).

L'allure striée de la fibre musculaire est due à cette alternance d'actine (d'aspect clair) et de myosine (plus sombre). Les lignes M et Z sont reliées par des molécules de *titine* (ou *connectine*), de longues chaîne protéiques qui assurent la cohésion du sarcomère, et donnent à la fibre musculaire son élasticité longitudinale.

L'activation du tissu musculaire est un processus en trois étapes.

1/ L'excitation : Un potentiel d'action [PA] arrivant sur les terminaisons axonales entraîne la dépolarisation des membranes plasmiques du motoneurone, et la libération d'acétylcholine. Ce neurotransmetteur traverse l'espace inter synaptique pour se fixer sur son récepteur sur la membrane post-synaptique musculaire, générant une dépolarisation locale de l'appareil sous neural appelée *potentiel post synaptique exciteur* [PPSE]. Le PPSE se propage sur toute la surface du sarcolemme, puis pénètre radialement dans la cellule par des invaginations de la membrane plasmique, appelées *tubules transverses* (ou *tubules-T*), pour atteindre chaque sarcomère au niveau de la bande Z.

2/ Le couplage excitation – contraction :

Les tubules-T sont en contact étroit par leur membranes avec les réticulums sarcoplasmiques, organites emplis d'ions calcium (Ca^{++}) entourant chaque sarcomère : l'association d'un tubule-T avec les citernes terminales de deux réticulums sarcoplasmiques adjacents est appelée *triade*. La présence d'un PA déclenche l'ouverture des récepteurs de dihydropyridine (DHPR), des canaux calciques voltage-sensible situés dans la paroi des tubules-T. Au repos, la concentration d'ion calcium dans le cytoplasme est faible : l'ouverture de ces canaux permet un apport modéré d'ions calcium depuis l'extérieur de la cellule dans le sarcoplasme. A chaque DHPR correspond un récepteur à la ryanodine (RyR1) sur la paroi des citernes du *réticulum sarcoplasmique*. Sous l'effet de la dépolarisation de la membrane et de l'augmentation de la concentration d'ion calcium extracellulaire, les RyR1 s'ouvrent à leur tour, libérant une grande quantité d'ion calcium stockés dans les réticulums sarcoplasmiques, à proximité immédiate des myofilaments d'actine et de myosine.

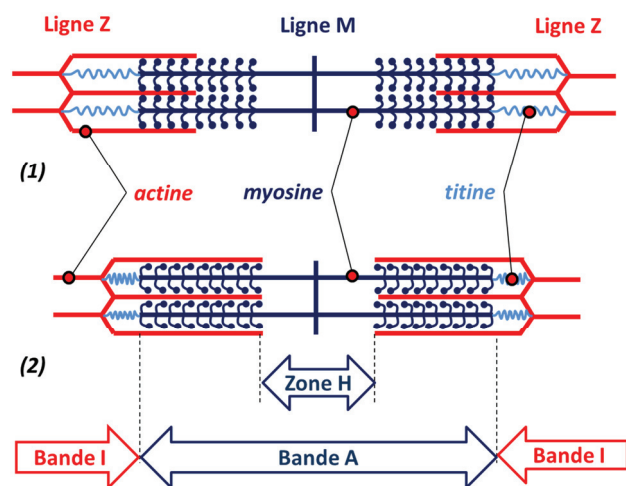


Figure 14 – Le sarcomère au repos (1) et contracté (2)

3/ Le cycle ATPasique de l'actomyosine [51]

Ce cycle en quatre étapes décrit la cinétique de contraction du sarcomère initié par le largage d'ion calcium au voisinage de l'actomyosine (la molécule résultant de la liaison temporaire des molécules d'actine et de myosine). L'énergie nécessaire à la réalisation de ce cycle provient de l'hydrolyse des molécules d'adénosine triphosphate [ATP]. En raison de son instabilité, l'ATP n'est pas stockée physiquement dans la cellule, mais est resynthétisée en permanence par trois voies *métaboliques*, dont la principale (la voie *aérobie*) se déroule au sein de la *mitochondrie*.

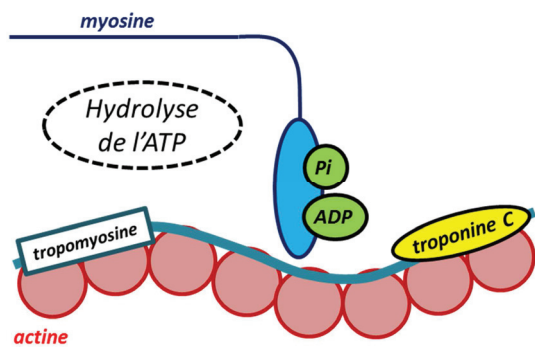


Figure 15 – Etape 1 du cycle ATPasique

Etape 1 :

Au repos (i.e. en l'absence de calcium), les têtes des molécules de myosine sont couplées à des molécules d'adénosine diphosphate [ADP] et de phosphate inorganique [Pi]. Le site d'interaction actine-myosine est alors occupé par la tropomyosine, ce qui inhibe la formation de ponts entre les myofilaments.

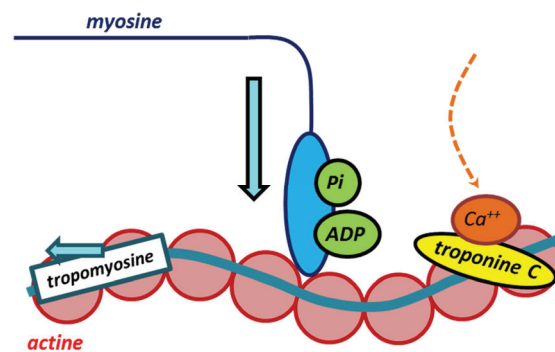


Figure 16 – Etape 2 du cycle ATPasique

Etape 2 :

Sous l'effet du PA, les ions calcium se lient à la troponine C, entraînant un changement de sa conformation qui déplace légèrement la tropomyosine à laquelle elle est liée. Les sites de liaison sont démasqués, les têtes de myosine se lient à l'actine.

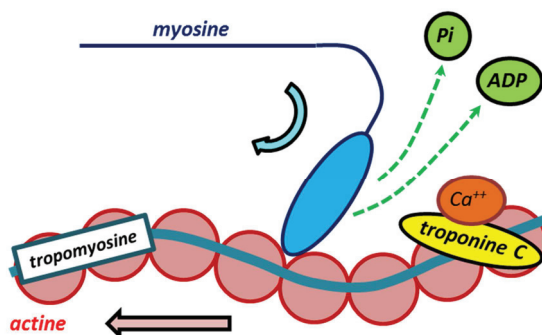


Figure 17 – Etape 3 du cycle ATPasique

Etape 3 :

Le Pi et l'ADP quittent la tête de myosine, entraînant une modification de la conformation de la molécule : l'angle entre la tête et la queue de myosine passe de 90° à 45°. Actine et myosine étant liées, la diminution de l'angle entraîne le coulisement des myofilaments, et une réduction de la longueur du sarcomère. La myosine se déplace

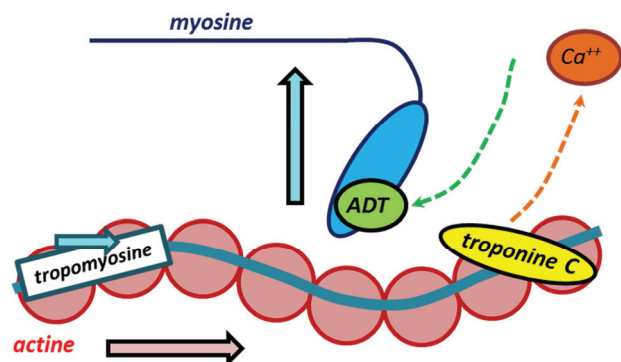


Figure 18 – Etape 4 du cycle ATPasique

Etape 4 :

Lorsque le PA disparaît, les ions calcium se dissocient de la troponine C, et sont réabsorbés par les réticules sarcoplasmiques. L'ADT regagne les têtes de myosine et rompt les ponts actine-myosine. Enfin, l'hydrolyse de l'ATP en ADP + Pi entraîne la conformation de la tête de myosine dans sa configuration initiale : l'angle augmente, le sarcomère (et par conséquent la fibre) retourne à

ainsi de proche en proche le long de l'actine sa dimension d'origine : c'est la relaxation. jusqu'à la bande Z, tant que la concentration en calcium reste élevée.

Connue sous le nom de "théorie de cross-bridges", cette description du mécanisme de production de l'effort musculaire par un déplacement relatif des myofilaments – engendré par la modification de conformité des molécules de myosine – a été proposée initialement par Huxley [52].

Tous les sarcomères d'une même unité motrice étant activés simultanément par un unique motoneurone, l'excitation de celui-ci génère un raccourcissement global de l'ensemble de l'UM. La précision de l'effort développé par un muscle dépend du taux d'innervation des UM qui le compose : les muscles puissants et peu précis sont faiblement innervés, contrairement aux muscles nécessitant un contrôle précis de l'action mécanique qu'ils développent. Par exemple, les UM du quadriceps fémoral comprennent environ 2000 fibres musculaires pour un motoneurone, contre 4 fibres pour 1 motoneurone pour celles de l'orbiculaire de l'œil [53].

Les fibres musculaires sont classées en 3 catégories [54, 55, 56]:

- les fibres à contraction lente (Type I, ou *Slow*), ou fibres *rouges*.
- les fibres à contraction intermédiaire (Type IIa, ou *Fast Resistable*),
- les fibres à contraction rapide (Type IIb, ou *Fast Fatigable*).

Le tableau suivant (d'après [57, 58]) décrit qualitativement les caractéristiques des trois types de fibres en lien avec leurs performances.

		Type I / S	Type IIa/ FR	Type IIb / FF
Caractéristiques biologiques	Vitesse du cycle d'ATPase	x	xxx	Xx
	Taux de myoglobine (stockage de l'oxygène dans la cellule)	xxx	xx	x
	Taux de mitochondries et d'enzymes mitochondriales	xxx	xx	x
	Vascularisation (nombre de capillaires sanguins)	xxx	xx	x
	Développement du réticulum sarcoplasmique	x	xx	xxx
	Nombre de myofibrilles	x	xx	xxx
	Intensité de la fréquence tétanique	x	xx	xxx
	Innervation de l'UM (nombre de fibre par de motoneurone)	10-180	300-800	300-800
	Diamètre du motoneurone	x	xx	xxx
	Vitesse de conduction nerveuse	x	xx	xxx
Performance	Intensité de la force	x	xx	xxx
	Vitesse de raccourcissement	x	xx	xxx
	Endurance	xxx	xx	x

Tableau 3 – Caractéristiques et performances des fibres musculaires

Les muscles sont systématiquement constitués de ces trois types de fibres, chaque UM étant composé d'un seul et même type de fibre. Les proportions diffèrent considérablement suivant les muscles suivant leur fonction usuelle. Le maintien de la posture nécessite une contraction prolongée : les muscles posturaux (comme le soléaire, dans la loge postérieure de la jambe, Cf. 1.1.4 e)

La jambe et le genou, p. 60) contiennent donc des fibres lentes en grande quantité. Ces muscles sont qualifiés de *lents* (ou *phasiques*). Les fibres lentes contiennent une grande quantité de *myoglobine* (cette protéine de couleur rouge transporte l'oxygène à l'intérieur du myocyte), d'où leur couleur rouge vif. La motricité nécessite la mise en œuvre de muscles capable de mouvements explosifs : les muscles dits *rapides* (ou *toniques*), comme le triceps brachial, contiennent une plus grande proportion de fibres intermédiaires et rapides [58]. Ces fibres sont moins vascularisées, et contiennent moins de myoglobine : ces muscles sont d'aspect plus pâle. La répartition des fibres au sein d'un muscle est hétérogène [59] : les fibres lentes sont localisées dans la profondeur du corps musculaire, les fibres rapides sont situées en périphérie. Par ailleurs, la nature des fibres musculaires peut évoluer en fonction de l'activité physique (on parle de *conversion* ou d'*adaptation musculaire*). Par exemple, l'entraînement en endurance peut conduire à la transformation des fibres IIb en IIa, puis en fibres I. Un entraînement adapté, comme la musculation, peut par ailleurs entraîner l'augmentation du diamètre des fibres (*hypertrophie*). La multiplication des myocytes (*hyperplasie*) a même été observée chez l'animal, bien que cela ne soit pas avéré à l'heure actuelle chez l'homme. Le muscle a donc la capacité d'adapter dans le temps la configuration de ses fibres afin de s'adapter aux contraintes auquel il est soumis : la répartition spatiale des fibres musculaires constitue donc une donnée sujet-dépendante et évolutive.

Le PA ayant toujours la même intensité, l'UM ne peut graduer sa réponse en force, car son état est binaire : soit entièrement relâché, soit contracté. L'effort musculaire ne dépend donc pas de l'amplitude du PA, mais des recrutements spatial et temporel des UM, décrits ci-dessous :

- *La sommation temporelle*

La contraction de la fibre musculaire (donc de l'UM) n'est pas instantanée. Lorsqu'elle est stimulée, l'UM se contracte progressivement à l'issue d'un certain temps de latence lié à la réaction électrochimique du couplage excitation-contraction : c'est la secousse musculaire (Cf. Figure 19). Si le PPSE disparaît avant la fin de la contraction (absence de nouvelle stimulation), l'effort décroît. Si l'UM reçoit suffisamment tôt une nouvelle stimulation (après un temps τ , définissant la fréquence de téτανisation de l'UM : $ft = \frac{1}{\tau}$), la contraction se poursuit et l'effort augmente (Cf. Figure 20). Lorsque le PPSE est maintenu dans le temps, l'effort cumulé des contributions de chaque stimulation successives finit par atteindre un seuil : cette valeur augmente avec la fréquence de téτανisation (Cf. **Erreur ! Source du renvoi introuvable.**), jusqu'à atteindre le plateau téτανique, c'est-à-dire l'effort de contraction maximal que peut développer l'UM [60, 61].

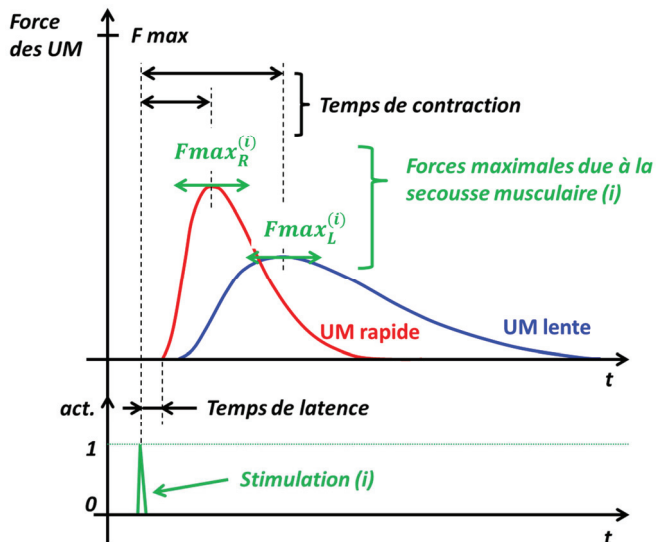


Figure 19 – Secousse musculaire d'UM, lente et rapide
(Réponse en force sous l'action d'une stimulation brève)

- Le recrutement des unités motrices (ou sommation spatiale)

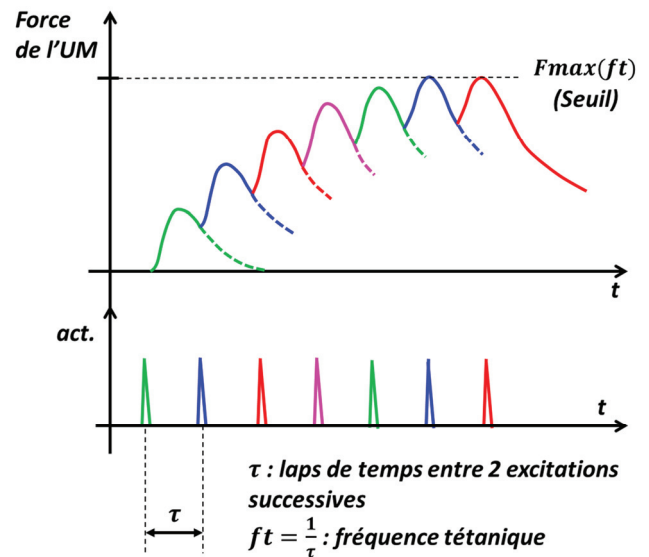


Figure 20 – Réponse d'une UM sous PPSE maintenu dans le temps

La force musculaire est proportionnelle au nombre de fibres activées simultanément. Ce recrutement s'effectue suivant la loi de Henneman : les fibres lentes sont activées dans un premier temps, pour développer un effort limité. Si l'effort requis est plus important, les fibres de type IIa puis IIb sont recrutées, jusqu'à ce que le muscle développe son effort maximal. L'ordre de cette séquence est dû à la résistance électrique de chaque motoneurone, qui dépend de leur taille : un grand motoneurone (axone de grand diamètre innervant un grand nombre de fibres, c'est-à-dire associé à une UM de grande taille) a une résistance d'entrée plus faible qu'un petit motoneurone. Par conséquent, pour un même PA, l'amplitude du PPSE généré sur un petit motoneurone est plus importante que sur le grand : les UM fortement innervées (i.e. les fibres de type I) sont recrutées les premières [53, 61, 60].

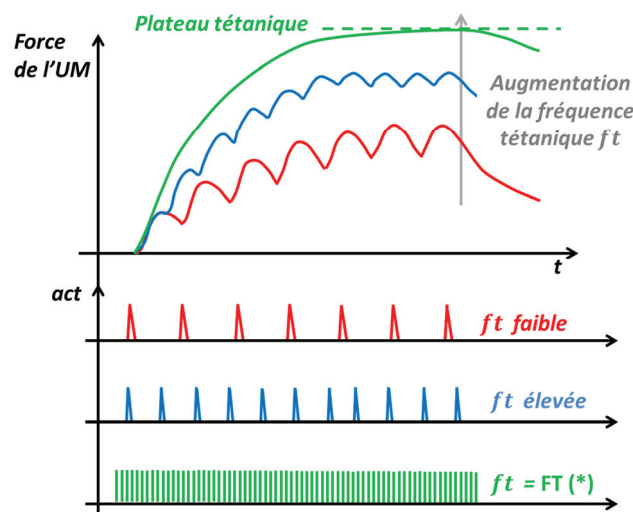


Figure 21 – Influence de la fréquence tétanique sur la force
(*) FT : Fréquence de tétanisation

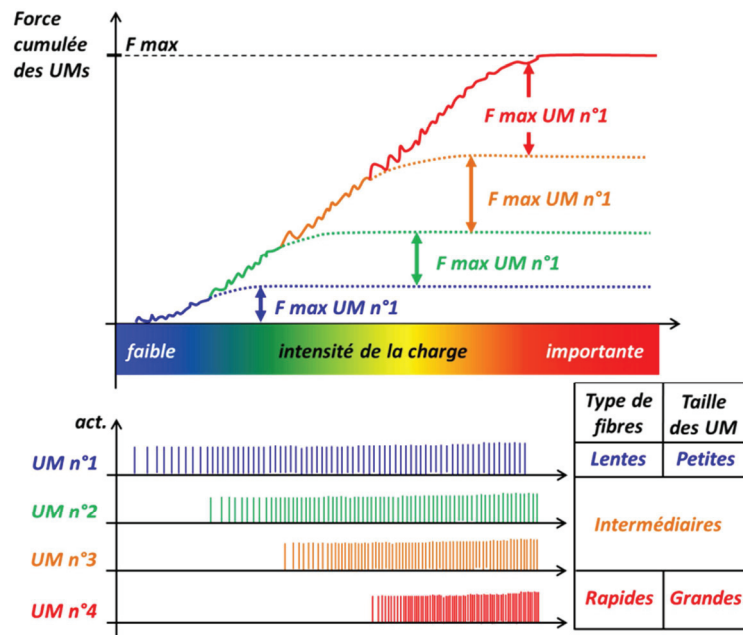


Figure 22 – Recrutement spatio-temporel des Unités Motrices
(d'après [62])

Propriétés physiques du muscle strié

Afin d'assurer le maintien de la posture et la mobilité des segments corporels, le muscle strié a pour fonction de développer, maintenir dans le temps et relâcher progressivement un effort d'amplitude variable sur le squelette ; ce de manière volontaire et réversible. En vertu de ces aspects fonctionnels et de la structure anatomique et biologique décrite ci-dessus, on en déduit que ses propriétés mécaniques fondamentales sont les suivantes :

- **La (quasi)incompressibilité** : constitué d'eau à 62-72% [63], le muscle se déforme à volume constant [64]. Une réduction de sa longueur entraîne une augmentation de sa section anatomique (ACSA), et inversement.
- **L'élasticité** : sous chargement mécanique, le tissu musculaire se déforme, puis retrouve sa forme et ses dimensions d'origine sans altération de ses propriétés (on parle de déformation réversible). Ces déformations locales peuvent atteindre plusieurs dizaines de pourcent avant d'atteindre la limite à la rupture [65] : on parle alors de comportement *hyper-élastique*.
- **La viscosité** : comme les autres tissus mous, la réponse mécanique du muscle dépend des vitesses de chargement auquel il est soumis [66, 64].
- **L'hétérogénéité** : Le muscle est une structure composite constituée de tissus de différentes natures (fibres rapides, lentes, fascia, tendons, graisse), présentant chacune des propriétés mécaniques différentes et distribuées spatialement dans le volume de manière hétérogène. Les fibres musculaires présentent elles-mêmes des disparités de propriétés mécaniques et sont réparties inégalement dans le tissu musculaire.

- **L'anisotropie** : structure fibreuse, le comportement mécanique du muscle et des aponévroses dépendent de l'orientation locale des fibres qui les composent [64].
- **La contractilité** : une excitation volontaire entraîne la contraction du système musculaire, suivant le mécanisme décrit au paragraphe précédent. Cette contraction différentielle génère des efforts d'amplitude variable.
- **La tonicité** : un muscle maintient l'effort qu'il développe tant que dure l'excitation auquel il est soumis (voir paragraphe précédent).

1.1.4. Le membre inférieur : anatomie et principes biomécaniques

c) Le bassin et l'articulation sacro-iliaque

Système ostéoarticulaire du bassin

La ceinture pelvienne, ou bassin osseux, se situe sous l'abdomen. Elle s'articule avec le rachis lombaire via les deux articulations *sacro-iliaques*, et avec les deux fémurs au niveau des *hanches* droites et gauches, formant la racine des membres inférieurs. Ce complexe osseux comprend par ailleurs deux articulations internes : la syndesmose sacro-coccygienne et la symphyse pubienne.

Ostéologie de la ceinture pelvienne [67, 68, 43, 69]

Le bassin est constitué de quatre os (Cf. Figure 23) :

- Le *sacrum*. Positionné au centre du bassin, il forme avec le coccyx l'extrémité inférieure du rachis lombaire.
- Le *coccyx*, situé en vis-à-vis de la face inférieure du sacrum.
- Les deux os *iliaques*, ou os *coxaux*, os paires situés de part et d'autre du sacrum.

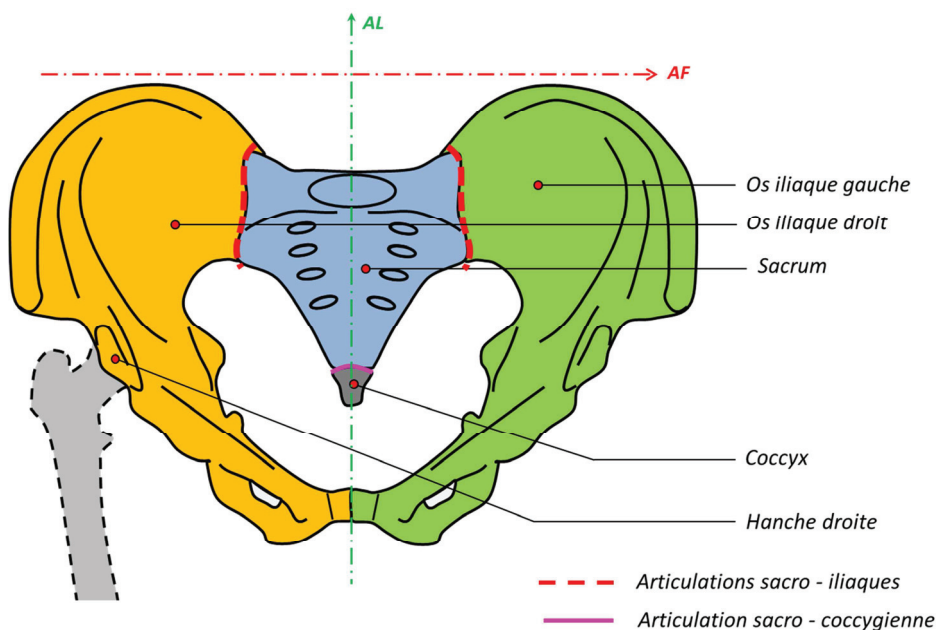


Figure 23 – Pièces osseuses de la ceinture pelvienne (vue antérieure)

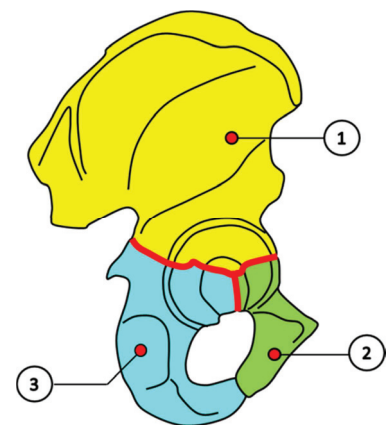


Figure 24 – Os coxal droit (vue latérale droite)

Le sacrum est un os pyramidal. Chez l'homme, il résulte de la fusion des cinq vertèbres sacrées, au niveau des zygapophyses et des extrémités distales des apophyses épineuses.

Le coccyx est un os triangulaire, reliquat de la queue chez l'homme. Il s'articule avec l'apex du sacrum par articulation sacro-coccygienne.

L'os coxal est un os plat de forme hélicoïdale. Il est constitué de trois parties (Cf. Figure 24) : l'ion (1), l'ischion (2) et le pubis (3). Ces parties correspondent à des formations osseuses embryonnaires issues de points osseux distincts, soudées par un cartilage de croissance. Ce tissu cartilagineux (en

rouge sur la Figure 24) a une forme de Y dans plan sagittal. Sa disparition marque la fin de la croissance du squelette.

Arthrologie de la ceinture pelvienne

Les membres inférieurs sont reliés au tronc au niveau de deux articulations symétriques par rapport au plan sagittal : les articulations sacro-iliaques [69, 68, 67, 69].

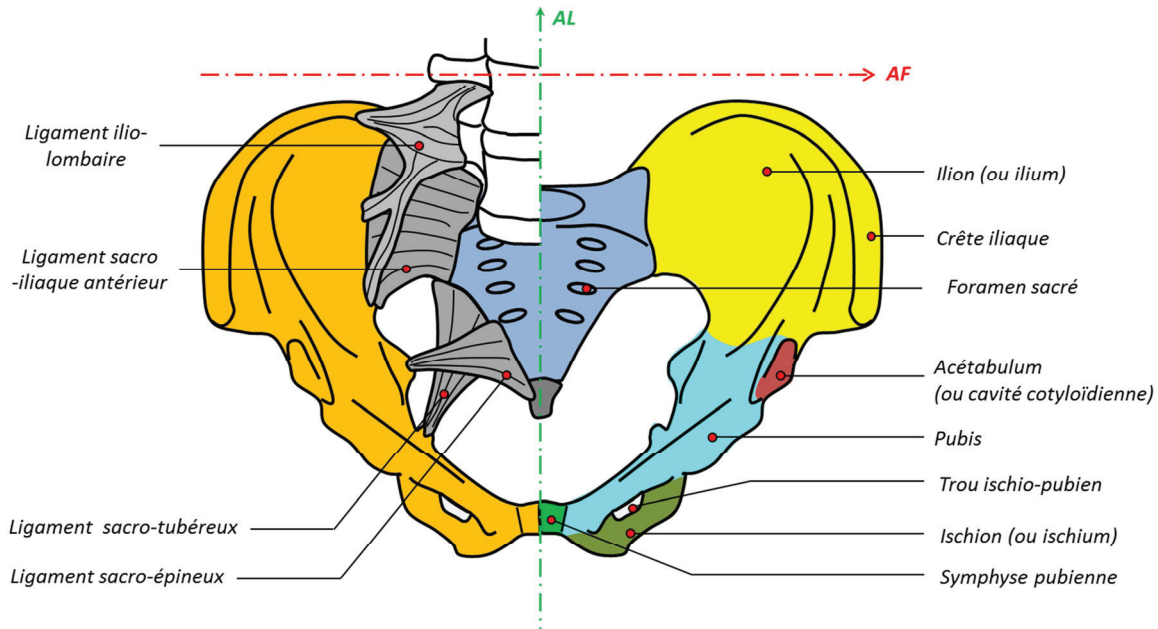


Figure 25 – Ceinture pelvienne (vue antérieure)
(Gauche : ligaments de l'articulation sacro-iliaque – Droite : régions caractéristiques de l'os iliaque)

Cette articulation joint les surfaces auriculaires du sacrum et de l'os coxal. Ces surfaces sont très congruentes et de dimensions similaires. Il s'agit d'une articulation synoviale, qui a pour particularité d'être très peu mobile : le bassin osseux forme ainsi un ensemble de solides quasi indéformable. Les surfaces articulaires ont tendance à se solidifier avec l'âge, si bien que cette zone évolue avec le vieillissement en une articulation fibro-cartilagineuse : on parle d'articulation de type *amphidiarthrose*. On notera que chez la femme enceinte, des mouvements plus significatifs peuvent être observés, du fait de la diminution des raideurs ligamentaires due à l'inhibition hormonale [69]. Cette articulation n'est mise en mouvement par aucun muscle. Son maintien est assuré par une capsule synoviale très courte et resserrée. Elle est doublée par un faisceau ligamentaire qui s'oppose au glissement vers le bas du sacrum par rapport à l'os coxal sous l'action du poids, et stabilise la ceinture pelvienne en limitant les déplacements relatifs antéro-postérieurs et transversaux. Ce faisceau très puissant est composé :

- des ligaments sacro iliaques antérieurs et postérieurs
- des ligaments iliolumbaires
- des ligaments sacro-épineux
- des ligaments sacro-tubéreux

Les deux os coxaux s'articulent l'un par rapport à l'autre au niveau de la symphyse pubienne. Enfin, l'os coxal est lié au fémur via l'articulation coxo-fémorale décrite au chapitre suivant.

d) La cuisse et l'articulation coxofémorale

La cuisse est la zone du membre inférieur située entre le bassin et le genou.

Système ostéoarticulaire de la cuisse

Le système ostéoarticulaire de la cuisse est composé du *fémur*, articulé avec le bassin au niveau de la *hanche*, ou *articulation coxofémorale* (Cf. Figure 26).

Sa fonction est essentiellement motrice.

Le fémur est l'os le plus long, le plus volumineux et le plus résistant du squelette. Il est en effet soumis aux chargements mécaniques les plus élevés du corps humain. A titre l'exemple, les efforts de compression dynamique auquel il est soumis au cours de la marche peuvent atteindre trois fois le poids du corps, comme l'on montré les mesures directes sur prothèses instrumentées effectuées par Lu et al. [16].

Les différentes régions qui le composent sont représentées sur la Figure 27 ci-dessous [70].

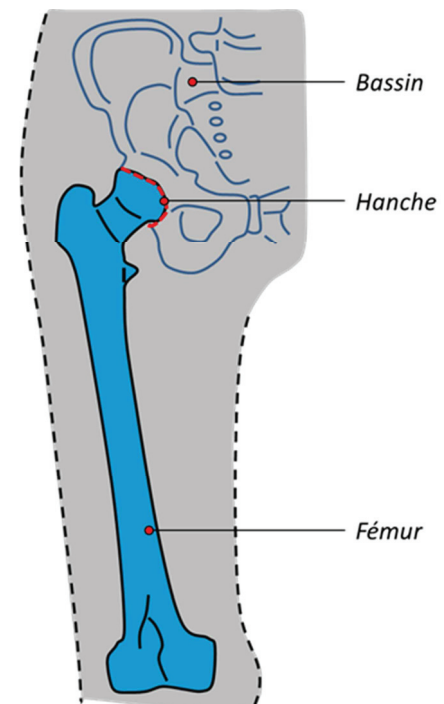


Figure 26 – Squelette de la cuisse (vue antérieure)

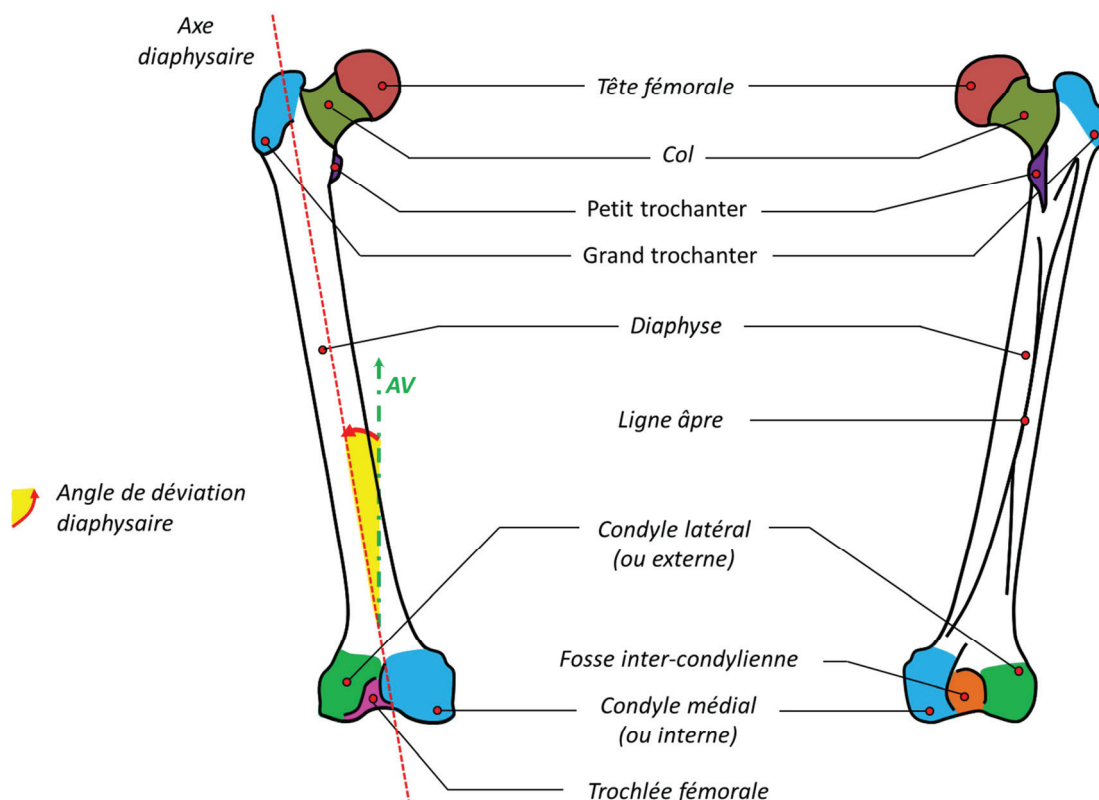


Figure 27 – Vues antérieure et postérieure du fémur

Ostéologie du fémur

L'épiphyse proximale du fémur est composée :

- de la *tête fémorale* : cette surface sphérique de 23 à 25mm de diamètre est recouverte de cartilage hyalin, sur une épaisseur de 5mm. Elle s'insère dans l'*acétabulum* de l'os coxal, formant l'articulation coxo-fémorale.
- du *col* : très court, il présente une inclinaison de l'ordre de 130° avec l'axe diaphysaire.
- du *massif tubérositaire*, constitué de deux éminences osseuses appelées *grands* et *petit trochanters*, sur lesquelles s'insèrent les muscles rotateurs de la cuisse.

Constituée d'os spongieux, l'*épiphyse proximale* est structurée en faisceaux qui relient trois lames osseuses compactes, afin de répartir les efforts articulaires et musculaires sur la *diaphyse*. Ces travées sont organisées en fonction de la répartition spatiale des contraintes mécaniques auxquelles est soumise l'épiphyse [71]. La Figure 25 permet de localiser ces travées, les zones résistantes (à l'intersection des faisceaux), et les zones fragiles où surviennent les fractures, en particulier chez les patients âgés atteints d'ostéoporose.

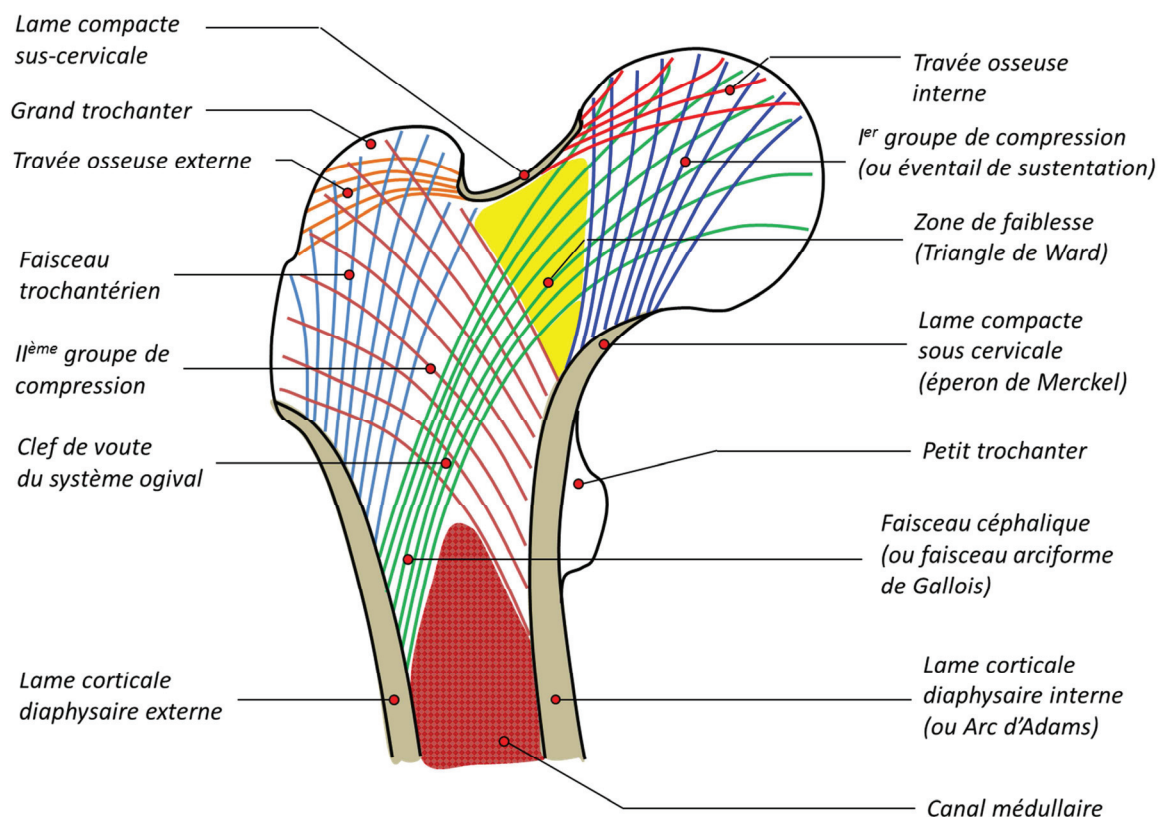


Figure 28 – Ostéologie de l'épiphyse fémorale proximale (vue antérieure)

La diaphyse fémorale présente une section triangulaire, orientée vers l'arrière. L'intersection des faces postérieures et postérieure externe forme la ligne âpre, une crête qui parcourt la diaphyse de bas en haut, et sur laquelle s'insèrent les muscles situés sur la partie postérieure de la cuisse.

La partie distale du fémur comporte les *condyles fémoraux*, interne et externe. Ces surfaces s'articulent avec le tibia. Ils sont séparés en arrière par la *fosse inter-condylienne*, et se rejoignent vers l'avant en formant la *trochlée fémorale* (ou *surface patellaire*), dans laquelle coulisser la patella.

Arthrologie de l'articulation coxo-fémorale

L'articulation coxofémorale (représentée Figure 29 et Figure 30) est une *énarthrose*. Sa fonction est d'assurer la station érigée, et de permettre l'orientation de la cuisse dans toutes les directions. Cette articulation est à la fois très stable et solide [68].

Les surfaces articulaires sont la surface de la tête fémorale, coté fémur, et l'acétabulum (anciennement appelé cotyle), coté bassin. Ces surfaces sont très congruentes. Le recouvrement maximal des deux surfaces articulaires est atteint pour une flexion de cuisse de 90°. Il s'agit d'une articulation synoviale, dont les moyens de contention sont :

- Le bourrelet cotyloïdien, un fibrocartilage qui entoure la face inférieure de l'acétabulum. Il augmente la congruence des surfaces articulaires.
- La capsule articulaire, tissu fibreux solide qui englobe le bourrelet cotyloïdien et ferme l'articulation au niveau du col fémoral.
- Deux ligaments intra-synoviaux :
 - Le ligament transverse acétabulaire, qui lie les deux cornes de l'acétabulum.
 - Le ligament rond, ou ligament de la tête du fémur, qui s'insère sur la fossette de la tête fémorale d'une part et dans la surface semi-lunaire de l'acétabulum d'autre part.
- Trois ligaments extra-synoviaux :
 - Le ligament ilio-fémoral, qui lie la crête iliaque au fémur par deux insertions, sur le grand et le petit trochanter.
 - Le ligament ischio-fémoral, qui relie l'ischion au grand trochanter.
 - Le ligament pubo-fémoral, qui joint le pubis au petit trochanter.

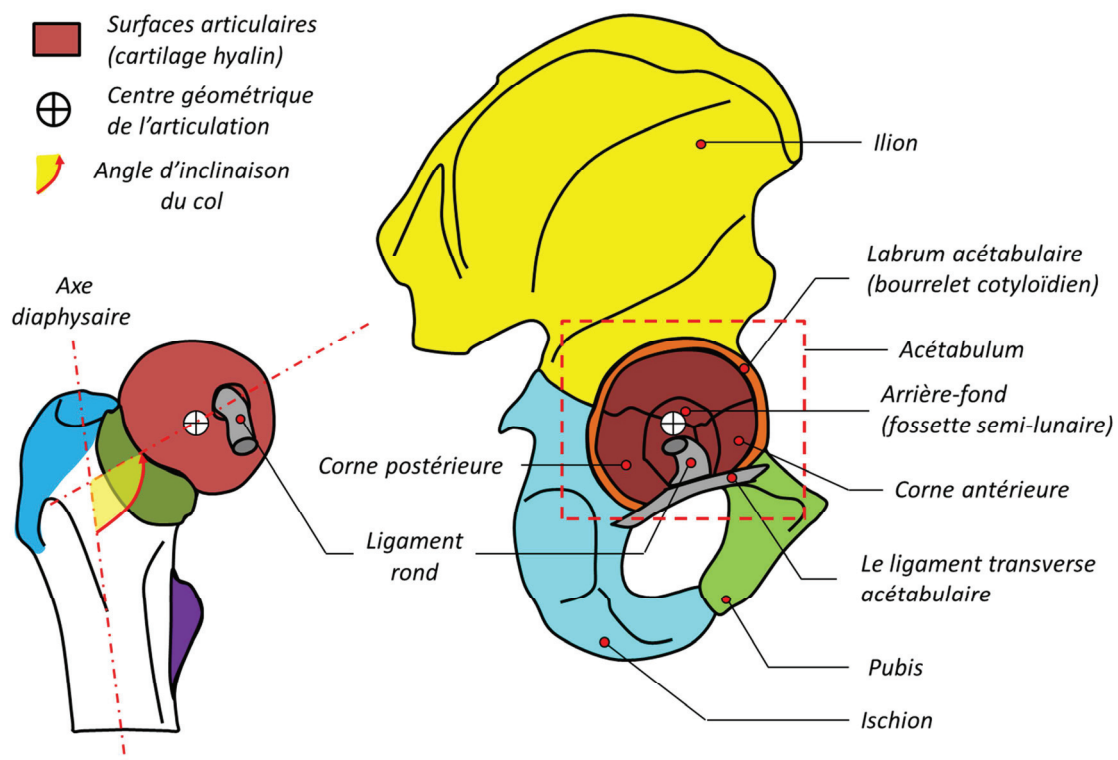


Figure 29 – Articulation coxo-fémorale, tissus intra-synoviaux
(Gauche : vue antérieure – Droite : vue latérale)

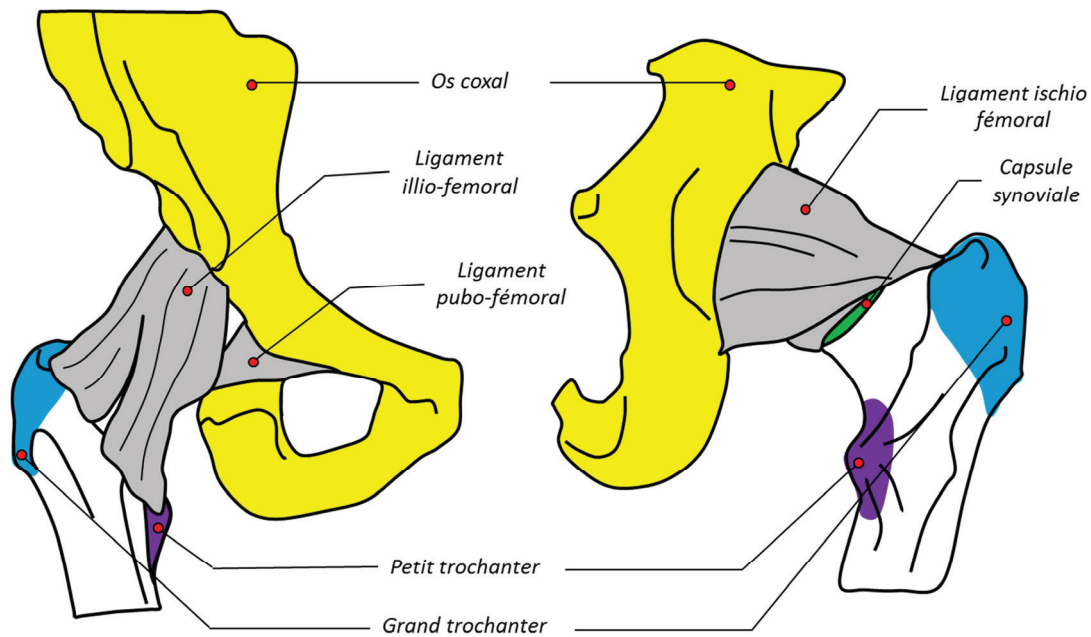


Figure 30 – Articulatio coxo-femorale, tissus extra-synoviaux
(Gauche : vue antérieure – Droite : vue postérieure)

Muscles de la région pelvienne

La région pelvienne est constituée de deux loges. La loge ventrale contient l'*iliopsoas*, muscle bifide s'étendant depuis les vertèbres lombaires et la fosse iliaque vers le petit trochanter et le petit psoas, un muscle grêle inconstant (ou *accessoire*, i.e. dont la présence n'est pas systématique chez tous les patients) qui seconde l'action du premier. Ces deux muscles fléchissent la cuisse. La loge de la face postérieure de la hanche (dite latérale dorsale), contient les muscle pelvi-trochantériens. Ils s'étendent depuis plusieurs points du bassin vers le grand trochanter. Cette configuration leur permet de générer la rotation externe de la cuisse.

Muscles de la région glutéale

La région glutéale comporte 4 muscles : les trois muscles *glutéaux* et le *tenseur du fascia lata*. Les glutéaux sont tendus entre le bassin et le fémur, en arrière de l'os coxal et de la hanche. Leur volume et les efforts qu'ils développent sont importants (le muscle grand glutéal est le muscle le plus puissant du corps humain) : ces caractéristiques propres aux bipèdes permettent la stabilité du thorax en posture assise, le maintien en position debout (verrouillage de la cuisse sur le bassin) et assurent la fonction motrice. Le *grand glutéal* et le *tenseur du fascia lata* possèdent des insertions sur le *tractus ilio-tibial* (ou *bandelette de Maissiat*), un long tendon qui les relie à la surface latérale de l'épiphyse tibiale. Cet ensemble forme le *deltoïde fessier*. La contraction de ce groupe musculaire permet la stabilisation du bassin dans le plan frontal (en chaîne fermée : pied au sol), et l'abduction du membre inférieur (en chaîne ouverte : pied décollé).

Muscles de la cuisse

La cuisse comprend trois loges. En avant du fémur, la loge antérieure contient le *quadriceps fémoral* et le *sartorius*. Le quadriceps s'étend le long du fémur depuis l'ilion et la ligne âpre : les quatre ventres convergent sur la patella via le ligament patellaire, afin d'actionner le système extenseur de

la jambe. Le *sartorius* (ou muscle *couturier*) est situé en surface de la loge antérieure. Son trajet en S part de l'épine iliaque antéro-postérieure. Il aboutit sur le condyle tibial latéral par l'un des tendons de la patte d'oie. La loge médiale comprend les muscles *adducteurs de la cuisse* : le *pectiné*, le *gracile*, les *courts*, *longs* et *grands adducteurs*. Ces muscles s'étendent depuis la partie inférieure de l'os coxal jusqu'aux faces médiale du fémur et de l'épiphyse tibiale. Comme leur nom l'indique, ces muscles permettent principalement l'adduction de la cuisse. La loge dorsale de la cuisse contient quant à elle les muscles *ischio-jambiers* : le *biceps fémoral*, le *semi tendineux* et le *semi-membraneux*. Antagonistes du quadriceps fémoral, ces muscles fléchisseurs de la jambe s'étendent depuis la tubérosité sciatique et la ligne âpre vers l'épiphyse proximale du tibia.

Le Tableau 4 récapitule l'ensemble des muscles des régions pelviennes, glutéales et fémorales. Les muscles y sont classés par groupes. Leur localisation et le positionnement anatomique de chaque insertion est indiqué (et représentées Figure 31 et Figure 32), ainsi que les mouvements articulaires auxquels chaque muscle est associé, ce qui permet d'établir le fonctionnement global du système musculaire de cette partie du MI en terme de redondance et d'antagonisme musculaire.

Groupe	Muscle, chefs	Localisation	Insertions (*)	Action mécanique
Muscles glutéaux	Grand fessier (grand glutéal)	Reg. glutéale	o/ sacrum (crête latérale), os coxal (crête iliaque), coccyx. i/ fémur (ligne âpre), fascia lata, tractus ilio-tibial.	Extenseur de Cu Rotateur externe de Cu Abducteur de Cu Stabilisateur vertical
	Moyen fessier (moyen glutéal)		o/ os coxal (fosse iliaque) i/ fémur (face antérieure du grand trochanter)	Abducteur de Cu Stabilisateur frontal
	Petit fessier (petit glutéal)		o/ os coxal (fosse iliaque) i/ fémur (face latérale du grand trochanter)	Abducteur de Cu Rotateur interne de Cu
Tenseur du fascia lata			o/ os coxal (crête iliaque et épine iliaque antéro-postérieure), fascia glutéal i/ tibia (tubérosité infra-condylaire), via le tractus ilio-tibial.	Abducteur de Cu Rotateur interne de Cu Fléchisseur J, Cu
Muscle Iliopsoas	Grand psoas		o/ vertèbres lombaires L1 à L5 (faces latérales, processus costiformes) i/ fémur (petit trochanter)	Fléchisseur de Cu Abducteur de Cu Rotateur externe de Cu
	Iliaque		o/ os coxal (fosse iliaque, crête iliaque) i/ fémur (petit trochanter)	
Muscles pelvi-trochantériens	Obturateur interne	Ceinture pelvienne	o/ os coxal (autour du foramen ischio-pubien) i/ fémur (face médiale du grand trochanter)	Rotateur interne de Cu et du B
	Obturateur externe		o/ os coxal (autour du foramen ischio-pubien) i/ fémur (fosse trochantérique)	Rotateur interne de Cu
	Piriforme (pyramidal)		o/ sacrum (face antérieure, entre le 2 ^{ème} et 3 ^{ème} foramens) i/ fémur (bord antérieur du grand trochanter)	Abducteur de la Cu Rotateur interne/externe de Cu (suivant flexion de Cu)
	Jumeau supérieur		o/ os coxal (épine sciatique) i/ fémur (face médiale du gd. trochanter)	Rotateur externe de Cu
	Jumeau inférieur		o/ os coxal (sous l'épine sciatique) i/ fémur (face médiale du gd. trochanter)	Rotateur externe de Cu
	Ischio-coccygien		o/ sacrum et coccyx (faces latérales) i/ os coxal (épine sciatique)	Aucune
	Carré fémoral		o/ os coxal (épine sciatique) i/ fémur (ligne âpre)	Adducteur de Cu Rotateur externe de Cu

Groupe	Muscle, chefs	Localisation	Insertions (*)	Action mécanique
Quadriceps fémoral	<i>Droit antérieur</i>	Loge antérieure de la Cu	o/ os coxal (épine iliaque antéro-inférieure) i/ patella	Extension de J
	<i>Vaste latéral</i>		o/ fémur (ligne âpre, lèvres latérale) i/ patella	Extension de J
	<i>Vaste médial</i>		o/ fémur (ligne âpre, lèvres médiale) i/ patella	Extension de J
	<i>Vaste intermédiaire</i>		o/fémur (face antérolatérale) i/ patella	Extension de J
Sartorius			o/ os coxal (épine iliaque antéro-postérieure) i/ tibia (patte d'oie)	Abduction de Cu Flexion de Cu et de J Rotation externe de Cu Rotation interne de J
Muscles adducteurs	<i>Pectiné</i>	Loge médiale de la Cu	o/ os coxal (crête pectinéale) i/ fémur (ligne âpre)	Adduction de Cu Flexion de Cu
	<i>Gracile (droit interne)</i>		o/ os coxal (face antérieure du pubis, face inférieure de la branche ischio pubienne) i/ tibia (patte d'oie)	Adduction de Cu Rotation interne de Cu Flexion de J Rotation interne de J
	<i>Court adducteur (petit adducteur)</i>		o/ os coxal (face antérieure du pubis, face inférieure de la branche ischio pubienne) i/ fémur (ligne âpre)	Adduction de Cu Rotation externe de Cu
	<i>Long adducteur (moyen adducteur)</i>		o/ os coxal (face antérieure du pubis) i/ fémur (ligne âpre)	Adduction de Cu Rotation externe de Cu
Grand adducteur	<i>Chef supérieur</i>		o/ os coxal (face externe) i/ Fémur (ligne âpre)	Adduction de Cu
	<i>Chef moyen</i>		o/ os coxal (face postérieure) i/ fémur (ligne âpre)	Adduction de Cu
	<i>Chef inférieur</i>		o/ os coxal (face externe du pubis, tubérosité sciatique) i/ fémur (tubercule de l'adducteur)	Adduction de Cu Extension de Cu
Muscle ischio-jambiers	<i>Semi-membraneux</i>	Loge dorsale de la Cu	o/ os coxal (face postérieure de la tubérosité sciatique) i/ tibia (tubérosité interne, gouttière sous glénoïdienne), coque condylienne externe	Flexion de J Extension de Cu Rotation externe de J
	<i>Semi-tendineux</i>		o/ os coxal (face postérieure de la tubérosité sciatique) i/ tibia (patte d'oie)	Extenseur de Cu Fléchisseur de J Rotateur interne de J Rotateur externe de Cu
	<i>Biceps fémoral - court chef</i>		o/ fémur (ligne âpre) i/ tibia (tubérosité externe), fibula (face antérolatérale)	Flexion J Extension de Cu Rotation interne de Cu
	<i>Biceps fémoral - long chef</i>		o/ os coxal (face postérieure de la tubérosité sciatique) i/ tibia (tubérosité externe), fibula (face antérolatérale)	

(*) o/ : origine(s) ; i/ : insertion(s)

Cu : Cuisse ; J : Jambe ; B : Bassin ; P : Pied ; G : Genou ; H : hanche ; Ch : Cheville

Tableau 4 – Système musculaire des régions pelvienne, glutéales et fémorales

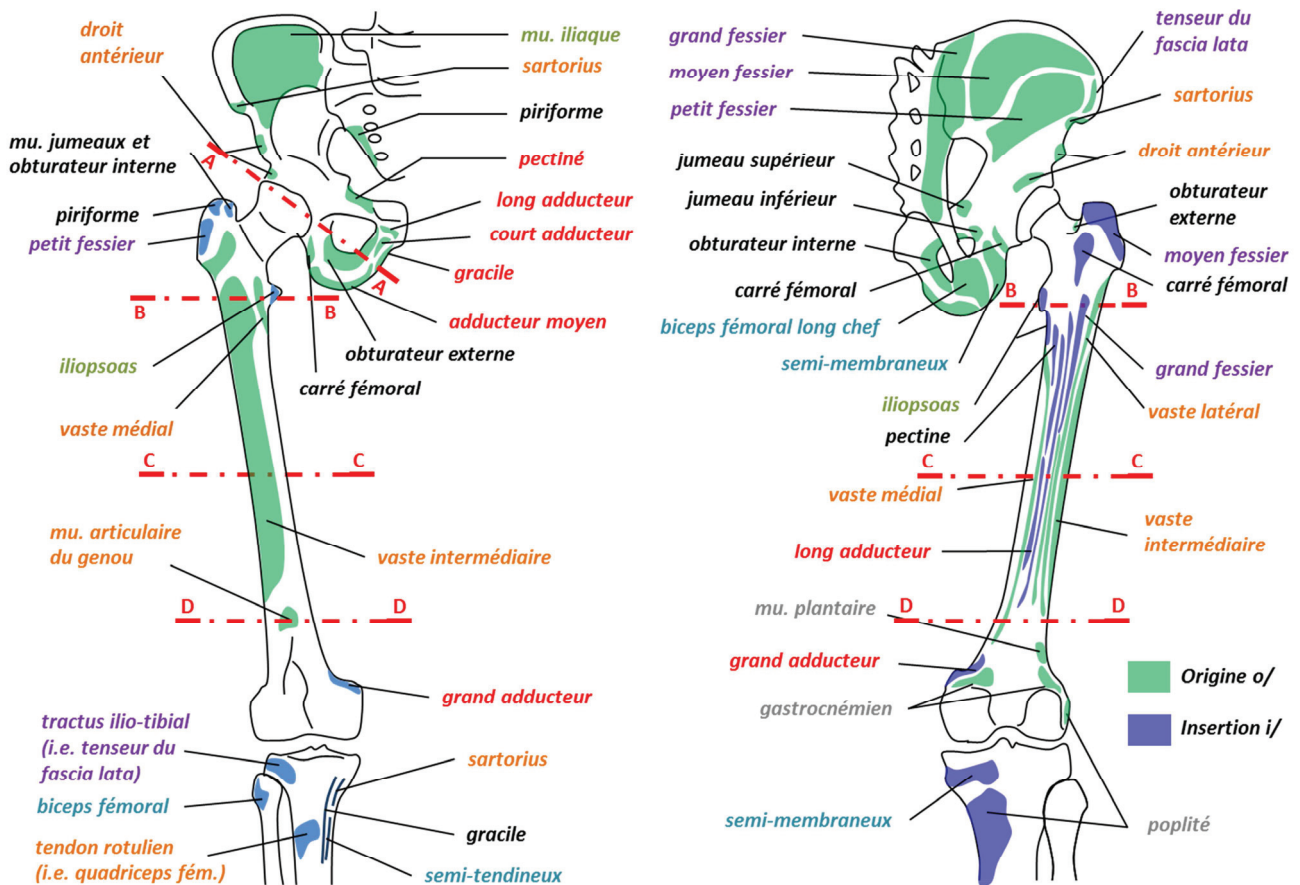


Figure 31 – Insertions des muscles de la fesse, de la cuisse et de la ceinture pelvienne (Gauche : vue antérieure – Droite : vue postérieure)

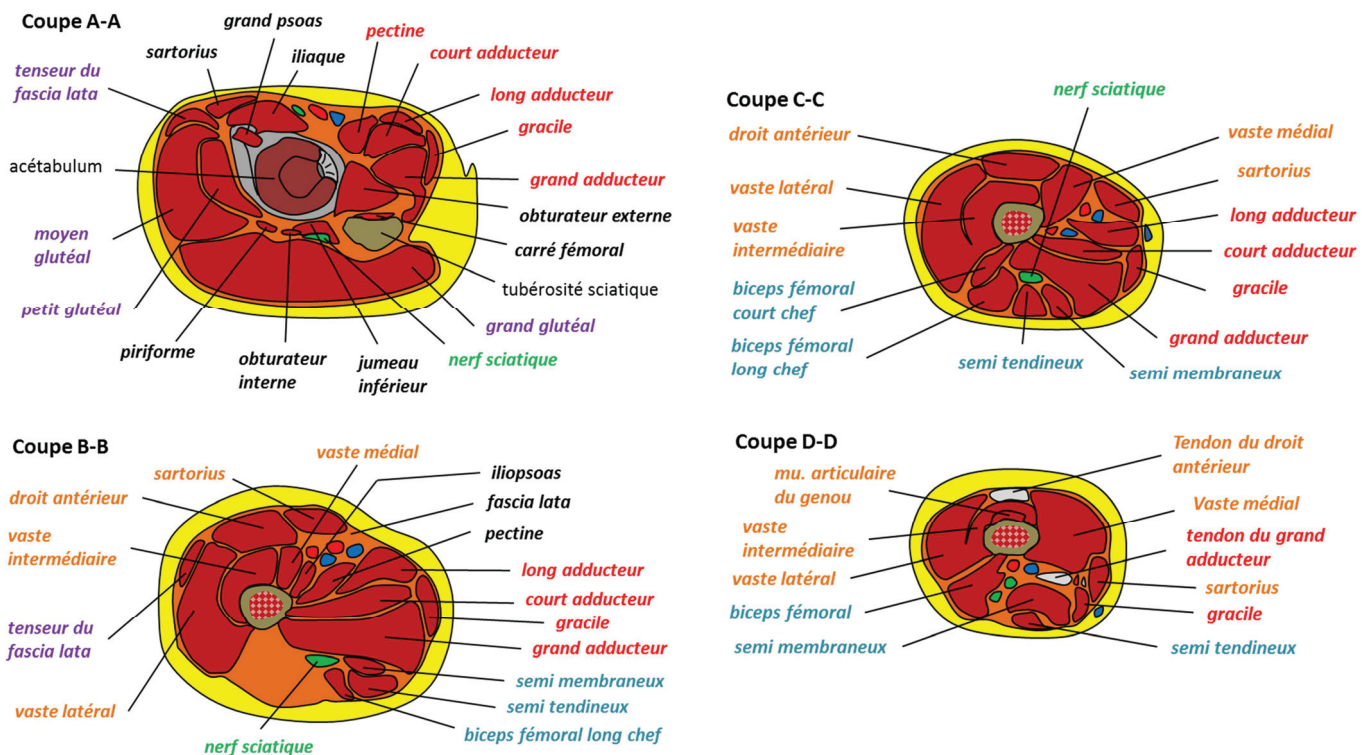


Figure 32 – Muscles de la fesse, de la cuisse et de la ceinture pelvienne (coupes, vue caudale)

Biomécanique de la hanche et de la cuisse

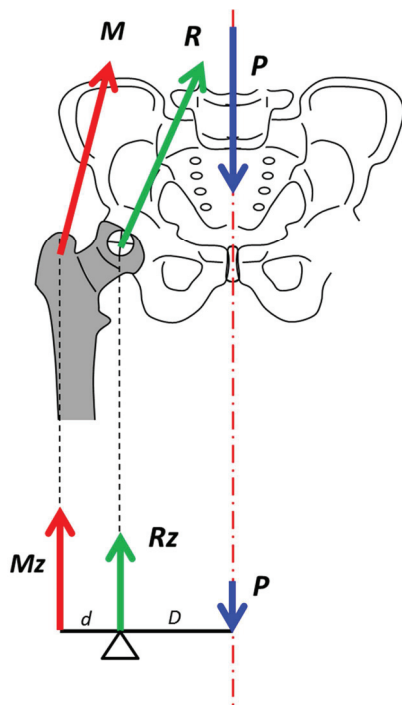


Figure 33 – Balance de Pauwels

En phase d'appui au cours du cycle de marche, ou même en position debout, le membre inférieur est en appui monopodal. Le centre articulaire de l'articulation coxo-fémorale n'étant pas aligné verticalement avec le CdG du corps humain, l'équilibre mécanique du bassin en statique est assimilable à celui d'une balance romaine, appelée balance de Pauwels (Cf. Figure 33).

En station debout, les efforts qui s'appliquent à la classe d'équivalence « bassin + fémur » sont le poids du corps (P), la résultante des efforts développés par les muscles abducteurs (essentiellement celui du muscle moyen fessier, notée M), et l'effort de réaction au centre articulaire de la hanche (R).

Le théorème des forces projetées sur l'axe vertical donne :

$$R_z = M_z + P$$

Le théorème des moments, écrit au centre articulaire H autour de l'axe antéro postérieur, donne :

$$d \cdot M_z = D \cdot P$$

où d (resp. D) est la distance projetée sur l'axe frontal entre le point d'application de la résultante M (resp. du CdG) et le centre articulaire de la liaison rotule.

Soit S l'aire de la surface articulaire. La contrainte normale moyenne qui s'exerce sur les surfaces articulaires s'écrit $\sigma = \frac{R}{S}$. Une contrainte trop élevée pouvant être source d'arthrose, la réduction du risque pathologique passe par une diminution du niveau de contrainte :

- En diminuant le poids du patient, ou en réduisant la longueur d par ostéotomie fémorale de valgisation, ce qui permet de réduire l'effort R et donc la contrainte.
- En réalisant une greffe osseuse à la périphérie de l'acétabulum : dans le cas de dysplasie du cotyle, la greffe permet d'augmenter la surface de contact, et donc de diminuer la contrainte.

Posons H le centre de la hanche, et G le barycentre des surfaces d'appui des condyles : l'axe HG est appelé axe mécanique de la cuisse. Sa position définit les rotations de la hanche, dont les amplitudes dépendent du sexe, de l'âge, et du morphotype du sujet.

Dans le plan transversal, les angles de rotation internes et externes maximum sont de 15 à 20° (Cf. Figure 34). A noter que l'absence de rotation interne est un des principaux signes des pathologies de la hanche.

Lorsque le genou est en flexion, l'angle de flexion de hanche est limité à 90°. Si le genou est fléchi, la flexion de hanche atteint 120°. L'extension maximale est de 5 à 10° (Cf. Figure 35).

L'angle d'abduction maximal est de l'ordre de 45°. L'angle d'adduction maximal peut atteindre 20 à 30° : la valeur maximale est atteinte cuisse légèrement fléchie (Cf. Figure 36).

N.B. : Les valeurs indiquées ci-dessus correspondent aux amplitudes angulaires maximales atteintes, atteintes lorsque l'articulation est en butée (i.e. déterminées lors d'un examen cliniques)

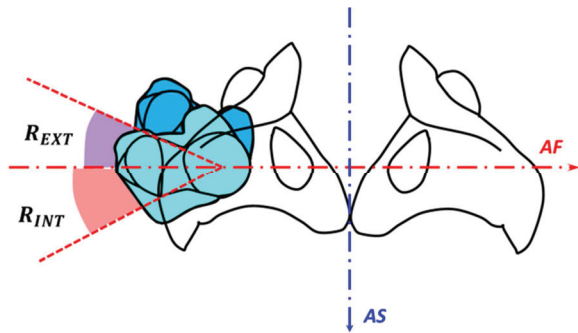


Figure 34 – Amplitude angulaire de la cuisse dans le plan transversal. Rotations interne et externe

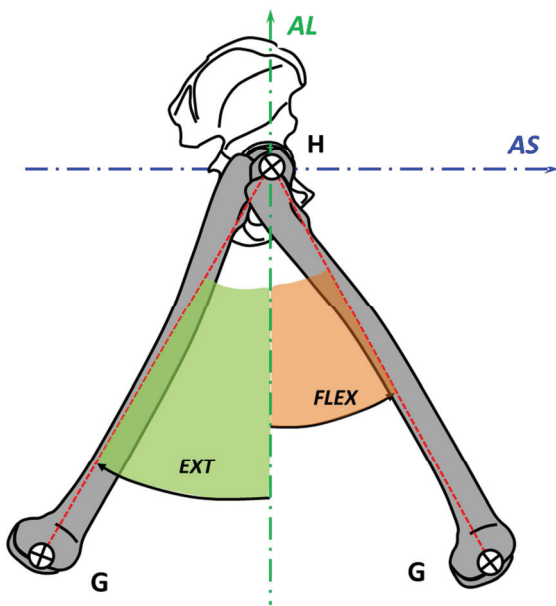


Figure 35 – Amplitude angulaire de la cuisse dans le plan sagittal. Flexion et extension

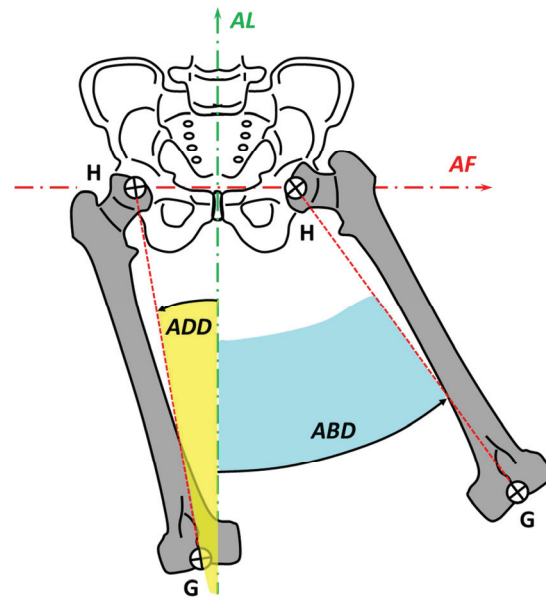


Figure 36 – Amplitude angulaire de la cuisse dans le plan frontal. Abduction et adduction

e) La jambe et le genou

La jambe est la région du membre inférieur située entre le genou et la cheville.

Système ostéoarticulaire de la jambe et du genou

Le squelette de la jambe est composé de deux os longs, le *tibia* et la *fibula* (anciennement appelée *péroné*). La *patella* (ou *rotule*) appartient à la région du genou.

On distingue trois articulations :

- l'articulation du genou, en réalité une triple articulation synoviale trochlo-condylienne. Elle associe le tibia, la patella et le fémur. C'est l'une des articulations les plus complexes du corps humain.
- l'articulation tibio-fibulaire proximale, elle aussi de type synoviale.
- la syndesmose tibio-fibulaire inférieure.

Les deux articulations tibio-fibulaires sont complétées par une membrane interosseuse qui relie les deux diaphyses.

Ostéologie de la jambe

Le tibia est le deuxième plus grand os du corps. Il est positionné en face antéro-postérieure de la jambe. Son épiphyse proximale est massive, et supporte tout le poids du corps. Elle est constituée de deux condyles (médial et latéral), qui accueillent les condyles fémoraux au sein de la capsule articulaire du genou, au niveau des cavités glénoïdes (médiales et latérales). Les deux plateaux sont séparés par les tubérosités inter condyliennes. L'ensemble condyles et tubérosités est appelé plateau tibial, et est recouvert de cartilage hyalin. Sur la face antérieure de l'épiphyse se situe la tubérosité tibiale, sur laquelle s'insère le ligament patellaire.

L'épiphyse distale du tibia se compose du pilon (ou bulbe) et de la malléole médiale, qui supportent les surfaces articulées avec l'arrière-pied.

La fibula se situe en retrait postéro-latéral par rapport au tibia. Cet os est vrillé sur lui-même longitudinalement. Son épiphyse proximale est composée du *col* et de la *tête*, dont une facette plane s'articule avec le pied du condyle tibial latéral. Son épiphyse distale est appelée *malléole externe*, et est articulée avec la surface latérale postérieure du bulbe tibial, et le talus (os de l'arrière pied, décrit au paragraphe 1.1.4 O

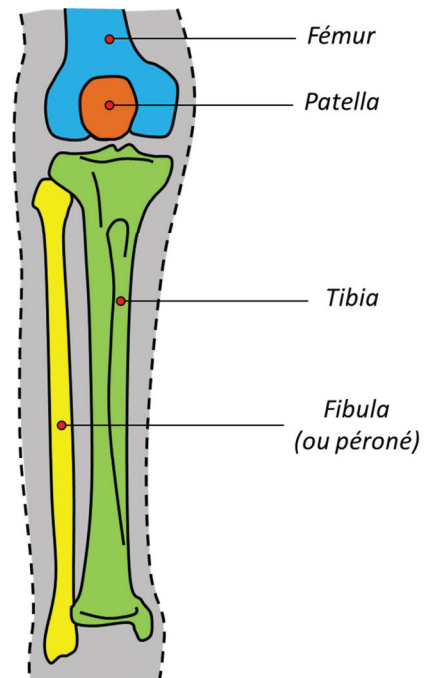


Figure 37 – Squelette de la jambe

La région du pied, et l'articulation de la cheville, p. 66)

Les sections des diaphyses tibiales et fibulaires sont de forme triangulaire. Elles sont orientées vers l'avant, et les trois surfaces reçoivent les muscles des loges latérales, antérieures et postérieures de la jambe.

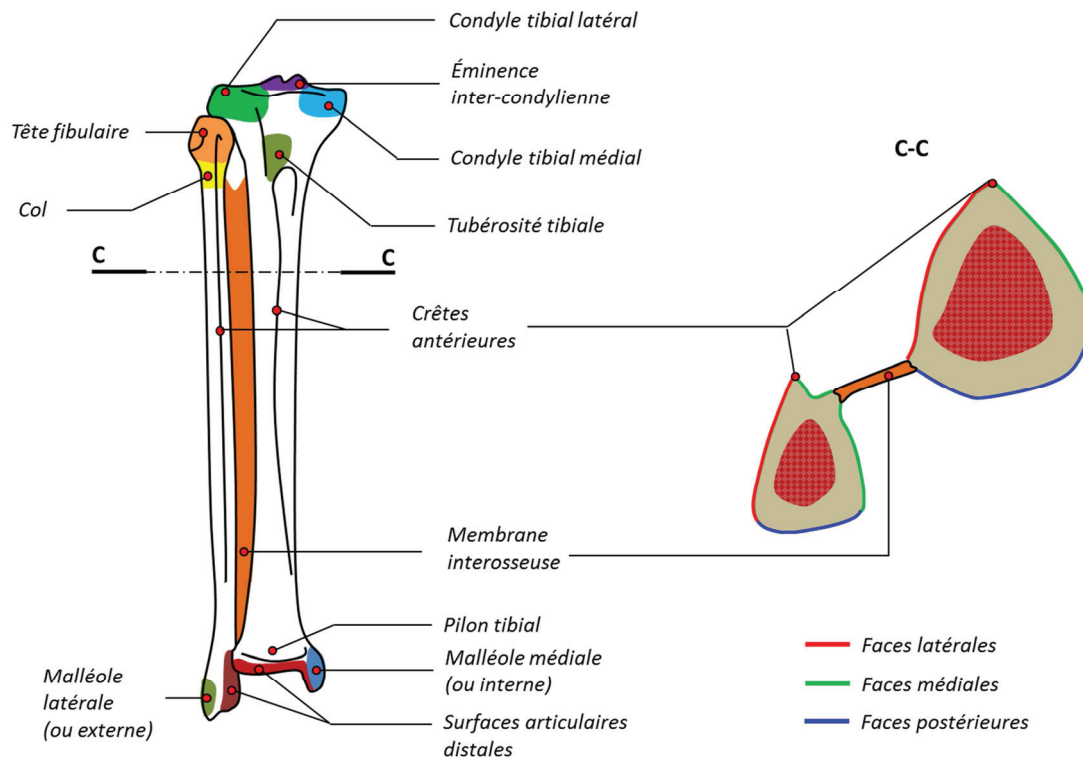


Figure 38 – Vue antérieure et coupe du tibia et de la fibula

La patella est un petit os court, situé en face de l'épiphyse fémorale inférieure. Il s'agit d'un os sésamoïde (i.e. inconstant), issu de la calcification de la patrie centrale du faisceau ligamentaire qui relie le muscle quadriceps fémoral à la tubérosité antérieure du tibia. Le rôle mécanique des différents constituants de l'articulation du genou est abordé au chapitre suivant.

Arthrologie de la jambe

L'articulation tibio-fibulaire proximale est une arthrodie. Elle lie la tête de la fibula à la surface plane latérale postérieure de l'épiphyse tibiale, au sein d'une capsule articulaire très raide. La contention de cette articulation est complétée par les ligaments tibio-fibulaires supérieurs antérieurs et postérieurs, qui relient les deux os. Le tendon du muscle poplité croise la face postérieure de l'articulation : son glissement sur le condyle tibial latéral est facilité par la bourse poplitée.

L'articulation fibreuse appelée *syndesmose tibio-fibulaire inférieure* relie les deux os au niveau de deux surfaces de forme triangulaire situées sous la membrane interosseuse. L'articulation est contenue par la partie inférieure de la membrane, les ligaments tibio-fibulaires inférieurs (antérieur et postérieur), et le ligament tibio fibulaire interosseux.

Ces deux précédentes articulations sont très peu mobiles : le seul mouvement autorisé entre le tibia et la fibula est un déplacement relatif vertical de faible amplitude se produisant en dorsiflexion,

quand le talus tend à écartier les malléoles l'une de l'autre. Le réseau fibreux entre le tibia et la fibula est positionné verticalement, afin de bloquer tout déplacement de la fibula vers le bas.

Le genou forme l'articulation intermédiaire du membre inférieur. Elle regroupe au sein d'une même capsule le système articulaire fémoro-tibial, composé de deux articulations condyliennes, et l'articulation trochléenne fémoro patellaire.

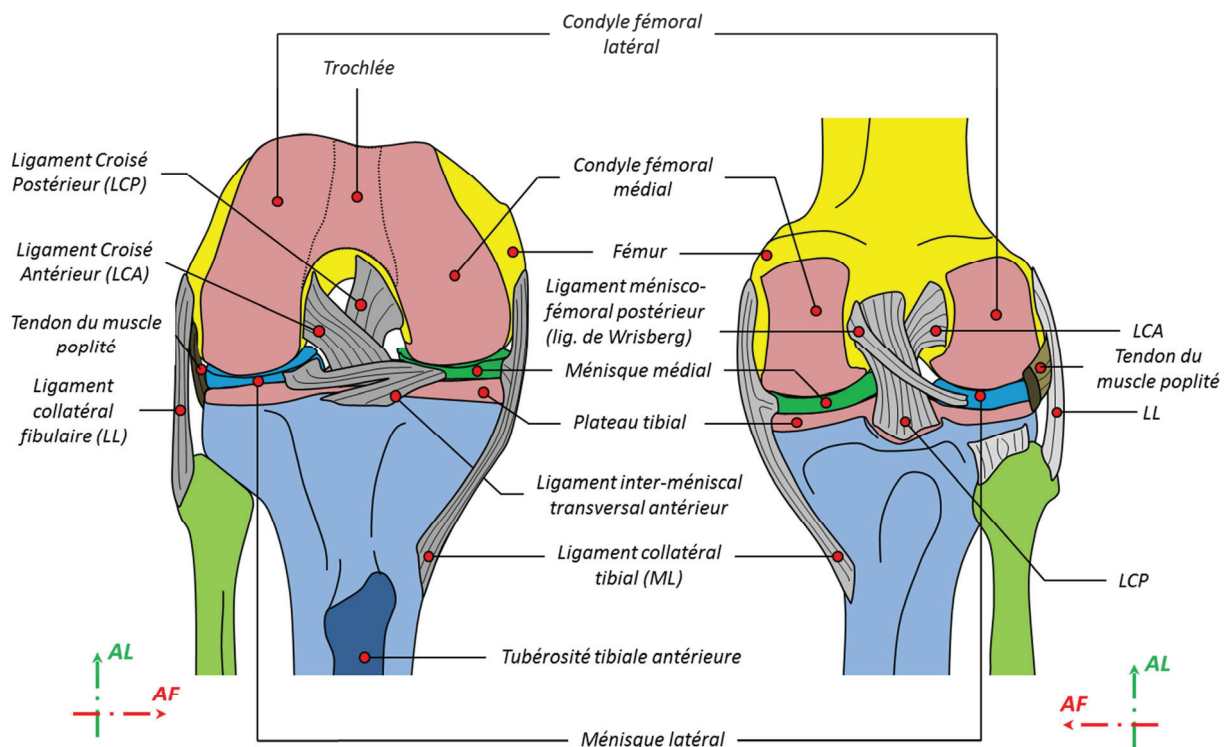


Figure 39 – Articulation du genou, structures ligamentaires
(Gauche : vue frontale, jambe fléchie – Droite : vue postérieure, jambe en extension)

Comme la hanche, le genou est une articulation *portante*. Le maintien du corps en station érigée induit la transmission d'efforts importants, et nécessite donc une grande stabilité du genou en extension. La locomotion impose quant à elle une mobilité importante en flexion – extension. Cette dualité a conduit à la formation d'une articulation sophistiquée, mettant en œuvre des pièces osseuses relativement peu congruentes (comparativement à la hanche, notamment) et un réseau ligamentaire complexe. Le genou est une structure fragile, par ailleurs très exposée aux chocs de par sa position distale, et par le manque de protection dû à l'absence de tissu mou en périphérie de la capsule.

Les condyles fémoraux sont en contact avec les cavités glénoïdes des condyles tibiaux, formant l'*articulation fémoro-tibiale*. Le diamètre du condyle latéral est inférieur à celui du condyle médial. Les cavités glénoïdes sont elles aussi dissymétriques : la cavité latérale (resp. médiale) présente une concavité (resp. une convexité) vers le haut. Les rayons de courbures des condyles fémoraux étant plus faibles que ceux des glènes tibiaux, l'interface tibia-fémur est assimilable en première approximation à deux contacts sphères sur plans [21, 72].

La congruence des surfaces articulaires est augmentée par la présence de deux ménisques, positionnés sur le tibia au niveau de l'éminence inter condylienne. Leurs bords internes flottent sur le

cartilage hyalin, tandis que leurs bords externes adhèrent à la capsule. Ils réduisent le frottement articulaire et répartissent les pressions de contact entre le fémur et le tibia [73, 74].

Le premier moyen de contention du genou est assuré par sa capsule articulaire, un manchon fibreux qui s'insère à la périphérie des deux épiphyses. Sa face postérieure est plus épaisse que sa face antérieure, formant les coques condyliennes. Il dépasse de près de 10 cm au-dessus de la patella sur sa face antérieure. Le maintien de l'articulation fémoro-tibiale est complété par plusieurs formations ligamentaires, internes et externes à la membrane synoviale (Cf. Figure 39). Les rotations du genou sont bloquées par l'action combinée des quatre principaux ligaments suivants :

- Le *ligament croisé antérieur* (LCA), inséré sur la face médiale du condyle fémoral latéral et sur la glène tibial médiale. Il s'oppose au tiroir antérieur du tibia (déplacement du tibia vers l'avant par rapport au fémur).
- Le *ligament croisé postérieur* (LCP), inséré dans la cavité inter condylienne fémorale, et sur l'éminence inter-glénoïdienne du tibia. Il s'oppose au tiroir postérieur du tibia (déplacement du tibia vers l'arrière). C'est le ligament le plus résistant et le plus volumineux du genou.

LCP et LCA forment le pivot central de l'articulation.

- Le *ligament collatéral tibial* (ou *ligament médial*, ML), inséré sur les faces externes des épiphyses du fémur et du tibia. Il s'oppose au genu valgus, abduction du fémur qui rapproche le genou du plan sagittal et donne un aspect cagneux aux membres inférieurs. (Cf. Figure 44)
- Le *ligament collatéral fibulaire* (ou *ligament latéral*, LL), inséré sur les faces médiales des épiphyses du fémur et de la fibula. Il s'oppose au genu varum, abduction du fémur qui éloigne le genou du plan sagittal, et donne un aspect arquées aux membres inférieurs.

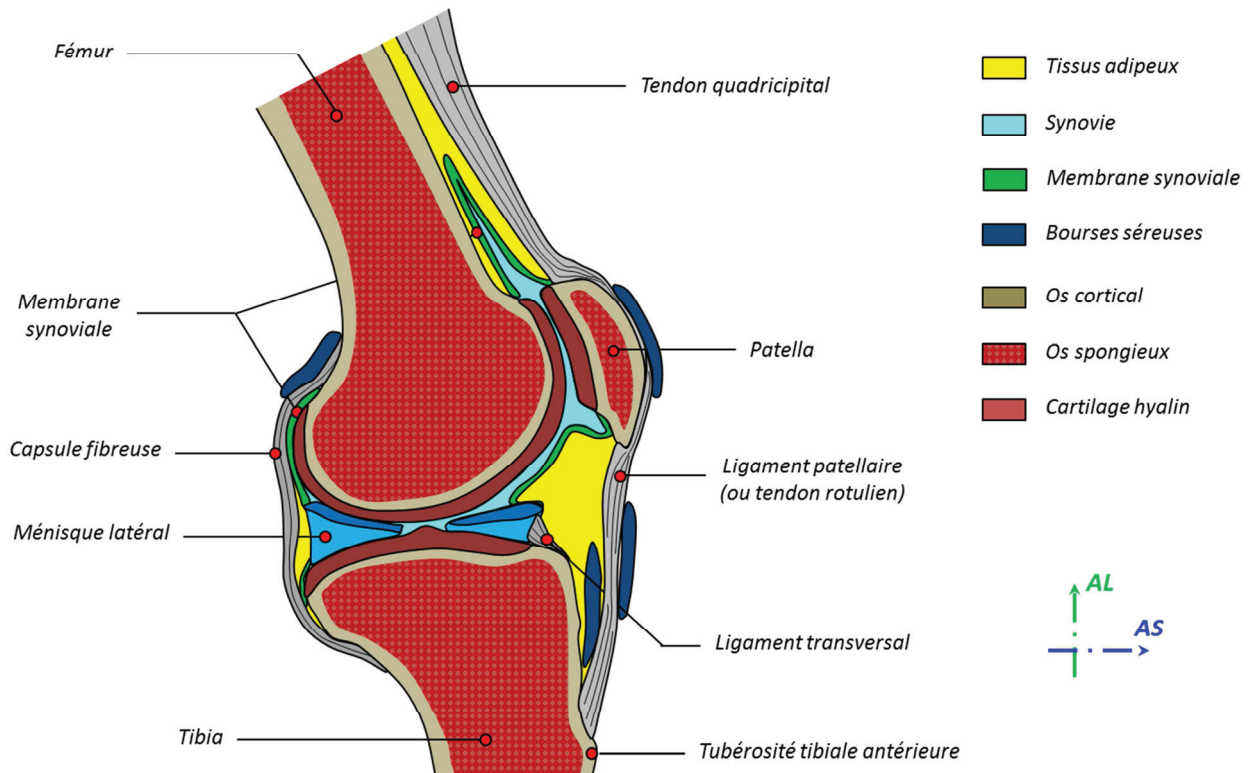


Figure 40 – Articulatio du genou en flexion partielle (coupe parallèle au plan sagittal)

La partie postérieure de la capsule articulaire (Cf. Figure 40) est renforcée par les ligaments poplités obliques (LPO) et arqué (LPA). Le LPO est une expansion du muscle semi-membraneux qui relie la face postérieure du condyle tibial médial au condyle latéral du fémur, en se confondant avec la capsule. Le LPA, prolongement du tendon du biceps fémoral, lie quant à lui la tête fibulaire à la coque condylienne.

On note que chez certains individus, les ménisques peuvent être liés ensembles par les structures fibreuses inconstantes [75], les ligaments inter-méniscaux. Le ligament transverse antérieur (resp. postérieur), ou ligament jugal de Winslow, relie les cornes antérieures (resp. postérieures) des deux ménisques, une 3^{ème} ramification le liant au plateau tibial (Cf. Figure 39, gauche). Il a été montré que le rôle de ces ligaments est insignifiant [76]. Le ligament ménisques-méniscal oblique médial (resp. latéral) relie la corne antérieure (resp. postérieure) du ménisque médial à la corne postérieure (resp. antérieure) du ménisque latéral, à travers l'échancrure inter-condylienne.

La corne postérieure du ménisque externe (CPME) peut par ailleurs être reliée au fémur par les ligaments de Humphry (ou ligament ménisco-fémoral antérieur, LMFA) et de Wrisberg (ou ligament ménisco-fémoral postérieur, LMFP), situés eux aussi dans la fosse inter-condylienne au voisinage du LCP (Cf. Figure 39, droite). Ces ligaments stabilisent le déplacement antéro-postérieur du ménisque externe, et s'opposent au tiroir postérieur du tibia, en complément du LCP [77].

Sur la face antérieure du genou se trouve l'*appareil extenseur de l'articulation*. Il est constitué de la patella, dont les faces postéro latérales et médiales (représentées en rouge et bleu sur la Figure 41), et séparées par une crête médiane) sont plaquées sur le fémur sous l'action du *ligament patellaire* (ou *tendon rotulien*), et du *tendon quadricipital* (Cf. Figure 40 et Figure 45)

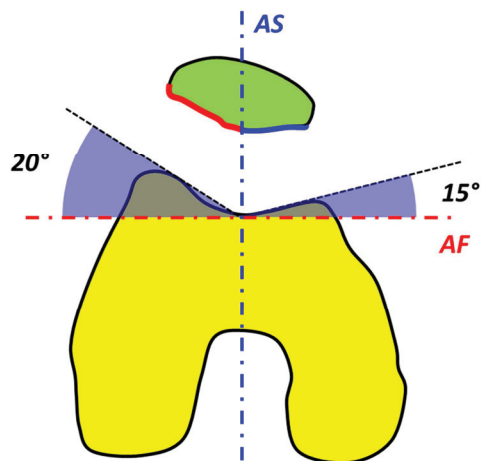


Figure 41 – Coupe transversale de la trochléenne fémoro patellaire (vue crâniale)

La patella coulisse à la manière d'une poulie sur la trochlée fémorale puis dans la cavité inter condylienne lors de la flexion de la jambe, formant l'articulation fémoro patellaire.

Le maintien transversal de la patella dans la trochlée est assuré par le rétinaculum patellaire (ou *ailerons rotuliens*), une structure fibreuse qui s'étend longitudinalement vers le fémur et transversalement vers les ménisques. La stabilité frontale de l'articulation fémoro patellaire est faible, l'ensemble des facteurs suivants peuvent conduire à une luxation latérale complète de la rotule, appelée *dysplasie fémoro patellaire* :

- La configuration principalement longitudinale des faisceaux fibreux
- La valeur importante de l'angle en V formé par les surfaces articulaires dans le plan transversal (Cf. Figure 35)
- Le genu valgus physiologique (décrit ci-dessous)
- La dissymétrie du groupe musculaire extenseur de la jambe par rapport au plan sagittal, qui induit une composante frontale à l'effort résultant qu'il exerce sur l'appareil extenseur.

Les muscles de la jambe

Ils sont compartimentés au sein de trois loges : antérieure, postérieure et latérale. La loge antérieure contient les muscles fléchisseur du pied et extenseur des orteils : le *tibial antérieur*, le *troisième fibulaire* (qui s'étendent des épiphyses tibiales et fibulaires vers le tarse et le métatarse), et les *longs extenseurs de l'hallux* et des *orteils* (tendus entre les épiphyses et les phalanges distales des 5 orteils par l'intermédiaire des tendons de la face dorsale du pied).

La loge latérale comprend les muscles courts et long fibulaires. Ces muscles s'insèrent entre les faces latérales des deux diaphyses, traversent la capsule de la cheville en fusionnant en un tendon commun, pour atteindre le 1^{er} et 5^{ème} métatarsiens. Ce positionnement latéral permet l'abduction du pied.

La loge postérieure de la jambe comprend le *triceps sural* (ou *mollet*) et les muscles *plantaire* et *poplité* dans sa partie profonde. Composé de trois ventres, le triceps sural est essentiel pour la locomotion. Ce muscle bi-articulaire très puissant s'étend du haut en bas de la jambe depuis les surfaces latérales et médiales par ses deux chefs supérieurs (les *jumeaux internes* et *externes*, ou *gastrocnémien*) des condyles fémoraux jusqu'à la surface postérieure inférieure du *calcanéum*, par l'intermédiaire du *tendon d'Achille*. Il génère la force propulsive nécessaire à la locomotion. Sa contraction en position debout stabilise la jambe et le pied.

Le muscle poplité est un muscle triangulaire qui s'insère entre le tibia et le fémur. Il est situé dans la zone proximale de la loge postérieure, en profondeur. De par son orientation oblique, sa contraction permet la flexion de la jambe et la rotation externe. Le muscle plantaire est une bande mince qui s'étend parallèlement au triceps sural. C'est un muscle inconstant, et en raison de ses faibles dimensions, son action est inexistante. Le Tableau 5 associé aux planches des Figure 42 et Figure 43 permet d'établir le fonctionnement du système musculaire de la jambe.

Groupe	Muscle, chefs	Localisation	Insertions (*)	Action mécanique
Muscles de la loge antérieure	<i>Tibial antérieur</i>	Loge antérieure	o/ tibia (face antérolatérale inférieure de l'épiphyse proximale, bord antérieur de la diaphyse), membrane interosseuse i/ 1 ^{er} métatarsien (surface médiale plantaire de la tubérosité proximale), os cunéiforme médial (surface plantaire)	Fléchisseur du P Supinateur du P Adducteur du P Rotateur externe du P Maintien de la voûte plantaire
	<i>Troisième fibulaire</i>		o/ fibula (face médiale inférieure de la diaphyse) i/ 5 ^{ème} métatarsien (face dorsale)	Pronateur du P Fléchisseur du P
	<i>Long extenseur des orteils</i>		o/ tibia (face antéro latérale inférieure de l'épiphyse proximale), fibula (face antéro médiale de la tête, crête antérieure de la diaphyse), membrane interosseuse i/ phalanges intermédiaires 2 à 4 (face dorsale), face dorsale de la phalange distale 5	Extenseur des orteils Fléchisseur du P
	<i>Long extenseur de l'hallux</i>		o/ fibula (face médiale de la diaphyse), membrane interosseuse i/ phalange distale de l'hallux (face dorsale)	Extenseur de l'hallux Fléchisseur du P

Groupe	Muscle, chefs	Localisation	Insertions (*)	Action mécanique
Muscles de la loge latérale	Long fibulaire	Loge latérale	o/ tibia (épiphyse proximale, face latérale de la diaphyse), fibula (face latérale de la diaphyse) i/ 1 ^{er} métatarsien (surface latérale plantaire de la tubérosité proximale), os cunéiforme médial (surface plantaire)	Extenseur du P Abducteur du P Rotateur interne du P
	Court fibulaire		o/ fibula (face latérale de l'épiphyse) i/ 5 ^{ème} métatarsien (surface latérale dorsale de la tubérosité proximale)	Pronateur du P Abducteur du P Extenseur du P
Muscles profonds de la loge postérieure	Plantaire	Loge postérieure	o/ fémur (surface postérieure supérieure du condyle latéral) i/ calcaneum (face postérieure)	Aucune
	Poplitée		o/ fémur (fossette poplitée, surface latérale de l'épiphyse distale) i/ tibia (face postérieure médiale de la diaphyse)	Fléchisseur de J Rotateur interne de J Stabilisation du G en rotation interne
Triceps sural	Soléaire		o/ tibia (surface postérieure supérieure de la diaphyse), fibula (surface postérieure de la tête et de la diaphyse), lig. interosseux. i/ calcaneum (via le tendon d'Achille)	Extenseur du P (fléchisseur plantaire) Adducteur du P Rotateur interne du P
	Gastrocnémien - Jumeau interne		o/ fémur (face supérieure du condyle médial) i/ calcaneum (via le tendon d'Achille)	
	Gastrocnémien - Jumeau externe		o/ fémur (face supérieure du condyle latéral) i/ calcaneum (via le tendon d'Achille)	
Muscles profonds de la loge postérieure	Tibial postérieur		o/ tibia (face postérieure latérale de la diaphyse), fibula (face postérieure médiale de la diaphyse), membrane interosseuse i/ calcaneum (apophyse médiale), faces postérieures inférieures des 3 os cunéiformes, de l'os naviculaire, des 2 ^{ème} , 3 ^{ème} et 4 ^{ème} métatarsiens.	Extenseur du P (fléchisseur plantaire) Rotateur externe du P Supinateur du P
	Long fléchisseur des orteils (**)		o/ tibia (face postérieure de la diaphyse) i/ phalanges distales des orteils 2 à 5 (faces plantaires proximales)	Fléchisseur des orteils 2 à 5 Extenseur du P
	Long fléchisseur de l'hallux (**)		o/ fibula (face postérieure de la diaphyse) i/ phalange distale de l'hallux (faces plantaire proximale)	Fléchisseur de l'hallux Extenseur du P

(*) o/ : origine(s) ; i/ : insertion(s) Cu : Cuisse ; J : Jambe ; B : Bassin ; P : Pied ; G : Genou ; H : hanche ; Ch : Cheville

(**) : Les tendons de ces muscles s'insèrent sur les os du pied, (cf. Tableau 6)

Tableau 5 – Système musculaire de la jambe et du genou

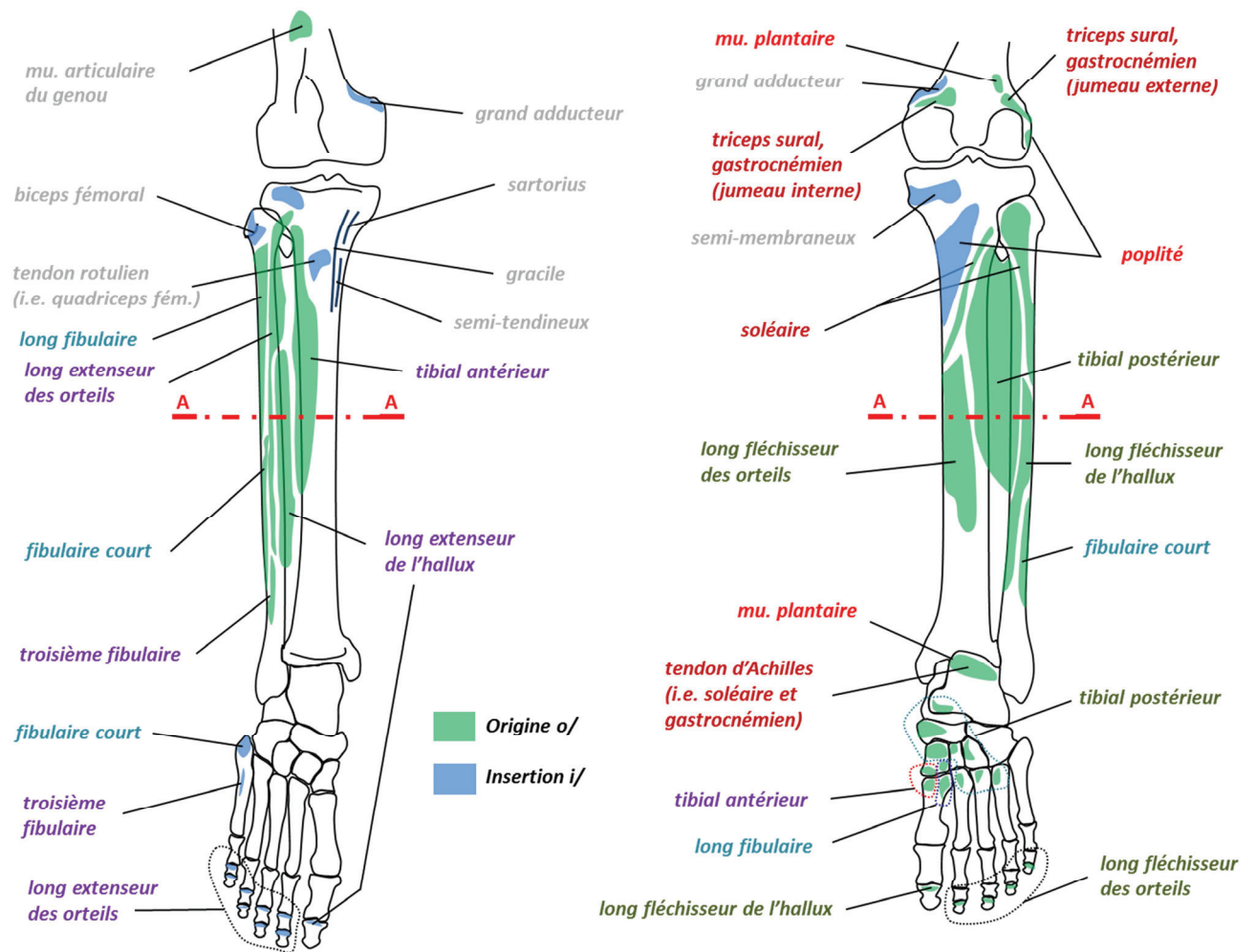


Figure 42 – Insertions des muscles de la jambe
(Gauche : vue antérieure – Droite : vue postérieure)

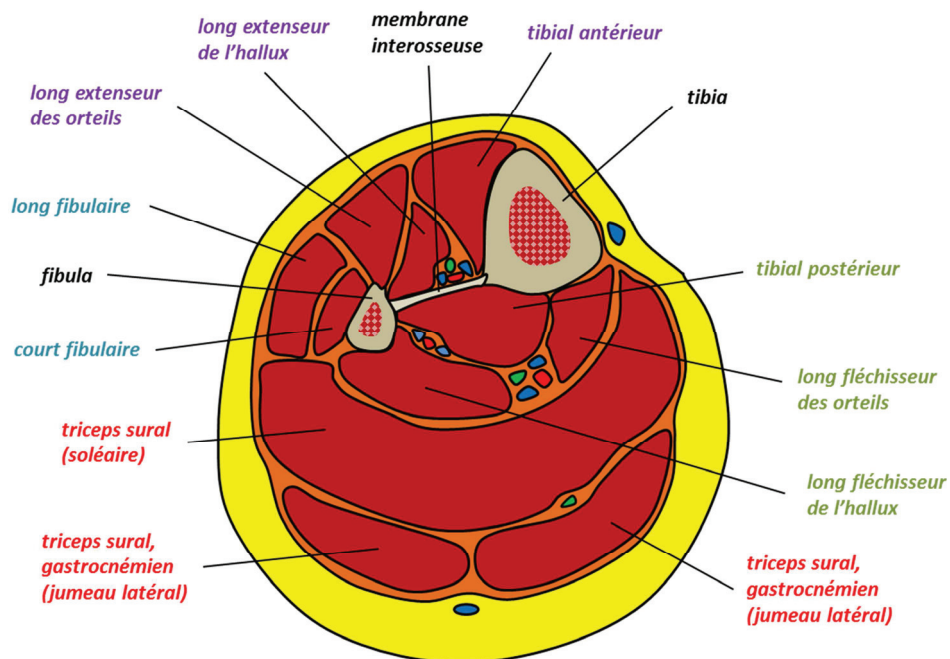


Figure 43 – Muscles de la jambe (coupe A-A, vue caudale)

Biomécanique du genou

Le genou a essentiellement pour fonction [78]:

- Le verrouillage passif du membre inférieur sous charge verticale, jambe en extension, afin de permettre le maintien en station érigée.
- L'alternance de l'appui monopodal, qui stabilise les mouvements frontaux du corps.
- Le raccourcissement vertical du MI, pour permettre la rotation de la jambe pendant la marche, et pour accéder aux objets situés au sol.
- La rotation de la hanche et du thorax autour de l'axe longitudinal, pour permettre le changement de direction au cours de la marche.

La position du genou dans le plan frontal (station debout) est illustrée sur la Figure 44. En considérant le centre mécanique de la cheville (noté C) comme le milieu de segment joignant les centres des malléoles fibulaires et tibiales, la droite GC définit l'axe mécanique de la jambe. La position relative des axes mécaniques de la jambe et de la cuisse est une donnée essentielle pour la compréhension des troubles musculo-squelettiques du MI. Chez l'individu non pathologique, les axes HG et GC sont alignés, la position du MI est qualifiée de *normo-axée*. Cependant, la dissymétrie des surfaces articulaires peut engendrer un léger désaxage des lignes d'actions mécaniques, qui tend à rapprocher le genou du plan sagittal. Ce *genu valgum* (non pathologique) est qualifié de *physiologique* tant que l'angle \widehat{GHC} n'excède pas 3° chez la femme et 2° chez l'homme [79]. En dehors de la fourchette $[0^\circ; 2-3^\circ]$, mesurée lors d'examen cliniques, le désalignement est pathologique. Il engendre des ligamentites (due à la surtension dans le ligament concerné), et un pincement de la surface articulaire opposée (facteur d'arthrose). Le traitement de ces pathologies nécessite l'emploi de semelles orthopédiques pour réaligner le MI. Pour les formes les plus graves, elles se traitent en pratiquant une ostéotomie tibiale ou fémorale, un geste chirurgical consistant à sectionner la diaphyse de l'os, afin de la redresser de manière à homogénéiser la répartition des pressions de contacts s'exerçant sur les surfaces articulaires.

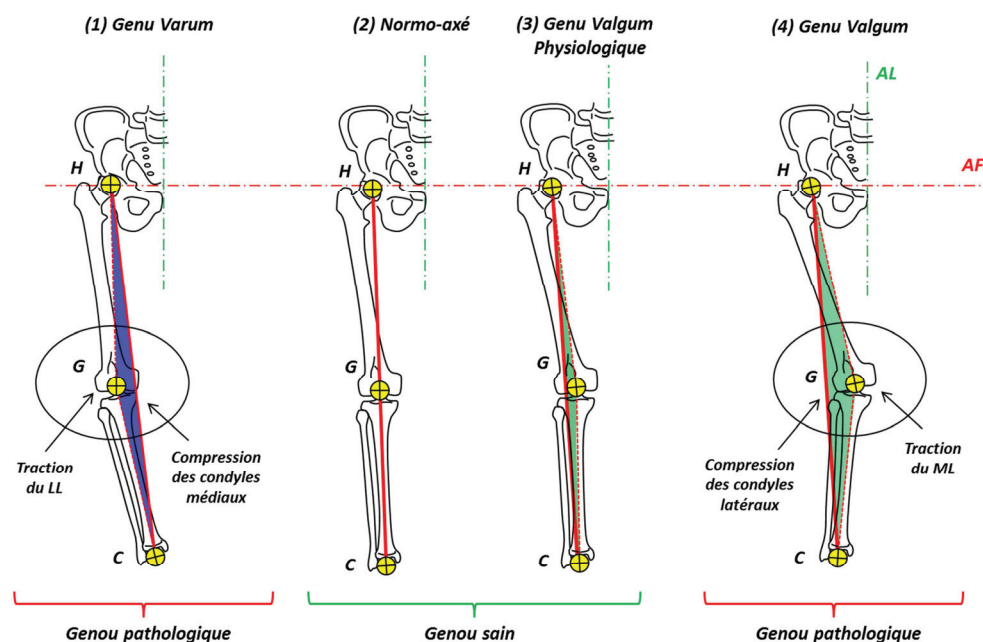


Figure 44 – Déviations axiales du membre inférieur

En station debout, le muscle quadriceps n'exerce pas de traction, le faisceau tendineux patellaire est relâché. La jambe est en extension maximale (voir Figure 45.1), le contact entre fémur et tibia porte sur la partie antérieure des surfaces articulaires, en avant du centre de rotation instantané de rotation.

C'est dans cette position que les condyles fémoraux et les glènes tibiales sont les plus congruentes, formant une structure adaptée au support de charge. Les deux points n'étant pas alignés verticalement, l'effort de réaction R génère un moment autour de l'axe de flexion-extension du genou. Ce moment est équilibré par la mise en traction du faisceau fibreux postérieur de la capsule articulaire, en particulier les coques condyliennes. Cette stabilisation du genou en extension maximale est dite *passive*, puisqu'elle ne fait pas intervenir d'effort musculaire.

Lorsque la jambe est partiellement fléchie, le point de contact entre les surfaces articulaires passe en arrière de l'axe de flexion-extension. Le genou est déverrouillé, les coques condyliennes ne sont plus en extension. L'équilibre de l'articulation est assuré par le moment induit par l'effort de traction dans développé par le muscle quadriceps dans le complexe extenseur (voir Figure 45.2).

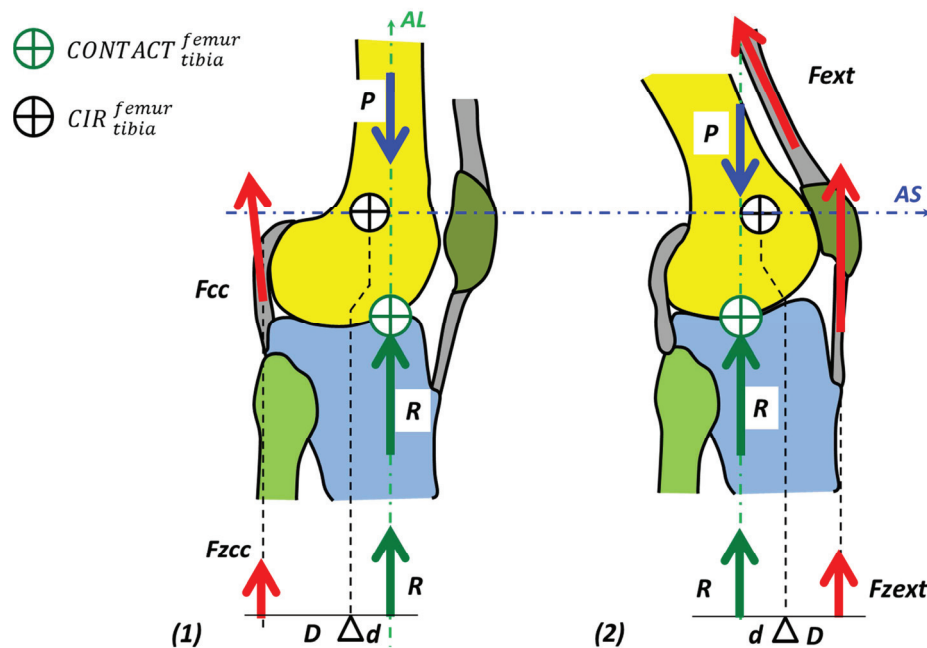


Figure 45 – Equilibre statique du genou sous charge (vue latérale)
(1 – verrouillage en extension maximale ; 2 – flexion partielle)

Le raccourcissement de la distance hanche-cheville est obtenu par le mouvement de flexion de jambe. La flexion maximale atteint 150 à 160°, quand la cuisse et la jambe sont fléchies simultanément : en effet, la quasi-totalité des muscles de la cuisse sont bi-articulaires, et sont donc détendus par la flexion de la hanche.

Dans le plan sagittal, le genou peut présenter entre 0 et 5° d'hyper-extension. Il s'agit de la position dans laquelle se trouve la jambe lorsque l'on cherche à stabiliser la station debout : le genou est alors verrouillé. Sur le genou sain, cette amplitude est variable en fonction de l'hyper-laxité ligamentaire.

Lorsque le genou est verrouillé en extension, la mobilité en rotation axiale est nulle, assurant de fait la stabilité de l'articulation en position debout. Genou déverrouillé, la mobilité en rotation interne et externe peut atteindre 5 à 10°. Il existe aussi une possibilité de mouvement du plateau tibial par rapport aux condyles fémoraux dans la direction antéro-postérieure – appelé " tiroir ". Ce mouvement, de l'ordre de 2 à 3 mm sur un genou non pathologique, est dû à la laxité du LCA et des structures ligamentaires périphériques.

En raison de l'asymétrie des surfaces articulaires, du guidage apporté par les ligaments (et par les muscles co-contractés), le mouvement de flexion-extension entraîne des rotations et déplacements sur les autres degrés de libertés : on parle de rotations et déplacements *induits* (*automatiques* ou *couplés*).

Ces couplages entraînent une rotation interne et un déplacement antérieur du tibia par rapport au fémur pendant le mouvement de flexion-extension. Le couplage en rotation interne, avec une amplitude de 10 à 15°, apparaît surtout pendant les premiers 20° de flexion. Le couplage en déplacement antérieur, de l'ordre de 10 mm, apparaît au contraire une fois les 20° de flexion atteint. Ainsi, entre 0 et 20° de flexion, les condyles glissent sur les plateaux

f) La région du pied, et l'articulation de la cheville

Le pied est le segment distal du membre inférieur. Il est relié à la jambe au niveau de la cheville. En station debout, il est en contact avec le sol par sa face plantaire, et supporte donc le poids du corps. On définit l'axe fonctionnel du pied

Système ostéoarticulaire de la cheville et du pied

Le pied et la cheville forment une chaîne cinématique poly-articulaire complexe, qui intervient dans l'équilibre de la station debout en fournissent un appui stable et contrôlable au MI. Ils jouent un rôle déterminant dans la locomotion, pendant la phase de propulsion (en transmettant au sol l'énergie mécanique développée par les muscles) et la phase d'appui (en s'adaptant aux irrégularités du sol, et en amortissant l'impact).

Ostéologie du pied

La structure osseuse du pied est constituée des 26 pièces représentées sur la Figure 46. Ces os sont répartis en plusieurs ensembles.

En le parcourant dans le sens proximal - distal, on distingue successivement :

- l'*arrière pied*, constitué du *calcanéum* et du *talus* (ou *astragale*). Sa partie proximale forme l'articulation de la *cheville* avec les épiphyses distales du *tibia* et de la *fibula*, une articulation synoviale permettant la flexion-extension du pied. L'extrémité distale s'articule avec les os *cuboïdes* et *naviculaires* (ou *scaphoïde tarsien*), au niveau de l'*articulation tarsienne transversale*.
- le *medio pied*, constitué de l'os *cuboïde*, de l'os *naviculaire* et des trois os *cunéiformes*. Sa partie distale s'articule avec les cinq *métatarsiens* au niveau de l'*articulation tarsométatarsienne*.
- Le *métatarse*, constitué des cinq os *métatarsiens*.
- Les *phalanges*
- L'*avant pied*, qui regroupe le *tarse* et les *phalanges*

L'axe fonctionnel du pied [AFP] est défini comme l'axe reliant le centre de l'articulation de la cheville et le 2^{ème} métatarsien.

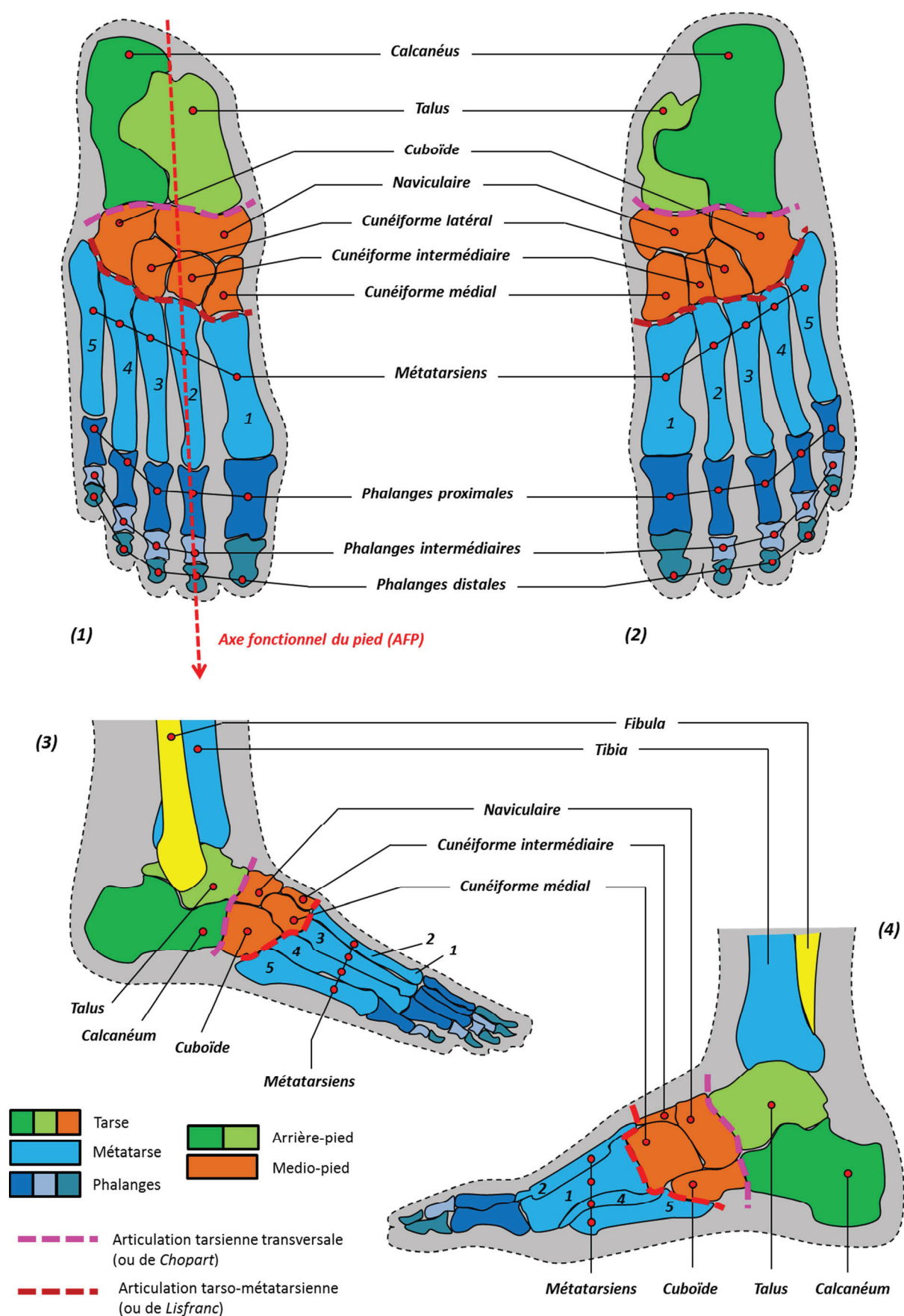


Figure 46 – Squelette du pied

(1 : vue dorsale – 2 : vue plantaire – 3 : vue latérale du pied droit – 4 : vue médiale du pied droit)

Arthrologie de la cheville et du pied [80]

La cheville, ou articulation *talo-crurale*, est une double articulation trochléenne. Elle est classiquement décrite comme un système de tenon-mortaise, la *trochlée du talus* (ou *poulie astragalienne*, formée de trois surfaces articulaires : supérieure, médiale et latérale) s'imbriquant sous le pilon tibial, entre les faces latérales (resp. médiales) des malléoles tibiales et fibulaires (la *pince bi-malléolaire*). Cette configuration n'autorise qu'un seul mouvement : la flexion-extension du pied, c'est-à-dire la rotation de l'arrière pied autour de l'axe bi-malléolaire (i.e. la droite passant par les centres des deux malléoles).

Cette articulation est souvent décrite comme un joint de cardan [81]. La pince bi-malléolaire bloque le déplacement de l'arrière pied par rapport à ma jambe dans le plan frontal, assurant la stabilité de l'articulation talo-crurale dans cette direction. La pince est fermée sous l'action des ligaments tibio fibulaire inférieurs et de la membrane interosseuse (Cf. paragraphe précédent). Le maintien dans les plans sagittaux et horizontaux assuré quant à lui par la capsule articulaire, et une structure ligamentaire très serrée constituée des éléments suivants :

- le *ligament latéral externe* [LLE], qui relie la fibula au à l'arrière pied via de 3 faisceaux :
 - le *ligament talo-fibulaire antérieur* (repéré (1) sur la Figure 47)
 - le *ligament calcanéo-fibulaire* (2)
 - le *ligament talo-fibulaire postérieur* (3)
- le *ligament latéral interne* [LLI], qui relie le tibia à l'arrière pied via 4 faisceaux :
 - le *ligament tibio-talaire antérieur* (4)
 - le *ligament tibio-calcanéen* (6)
 - le *ligament tibio-naviculaire* (5)
 - le *ligament tibio-talaire postérieur* (7)

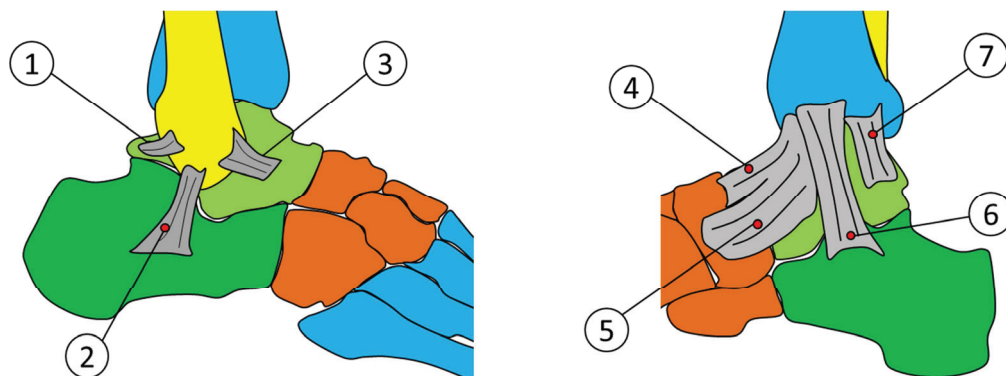


Figure 47 – Ligaments latéraux de la cheville
(Gauche : LLE – Droite : LLI)

Conséquence de cette configuration anatomique, le mouvement de la cheville est essentiellement une rotation dans le plan sagittal : la dorsiflexion maximale peut atteindre 20 à 45°, l'extension (ou flexion plantaire) maximale est comprise entre 30 à 50°.

L'adaptation du pied au terrain est due à l'association combinée des mobilités des autres articulations du pied, qui permet à la fois son orientation dans les autres directions (adduction-abduction dans l'axe de la jambe, pronation-supination autour de l'AFP), et la conformation de la surface plantaire par rapport au sol.

L'articulation *sous-astragalienn*e relie le talus au calcanéum. Peu congruente, sa stabilité est assurée par des ligaments courts, qui subissent des efforts très importants :

- les ligaments *en haie* (ou *talo-calcanéen*)
- les *ligaments astragalo-calcanéens externes et postérieurs*
- le *ligament astragalo-sus tentaculaire interne*

L'articulation *médio-tarsienne* (ou *tarsienne transversale*) est une double articulation qui relie d'une part le talus à l'os naviculaire (articulation *astragalo-scaphoïdienne*), et le calcanéum à l'os cuboïde d'autre part (articulation *calcanéo-cuboïdienne*).

L'articulation *astragalo-scaphoïdienne* est une énarthrose, et forme la clé de voute de l'arche du pied, et participe à la stabilisation du couple de torsion du pied. Sa stabilisation est assurée par les quatre ligaments suivants :

- le ligament *en Y* (dit de *Chopart*)
- ligament *calcanéo-naviculaire latéral* (un faisceau médial du précédent)
- le ligament *calcanéo-naviculaire plantaire* (ou *ligament glénoïdien*)
- le ligament *talo-naviculaire dorsal* (ou *ligament astragalo-scaphoïdien supérieur*)

Distincte de l'articulation *astragalo-scaphoïdienne*, l'articulation *calcanéo-cuboïdienne* joint la face antérieure du calcanéum à la surface postérieure de l'os cuboïde.

- ligament *calcanéo-cuboïdien dorsal*
- ligament *calcanéo-cuboïdien plantaire*
- ligament *calcanéo-cuboïdien médial*

Les os naviculaires et cuboïdes sont également reliés entre eux par trois ligaments. Le médio pied forme ainsi un ensemble quasi-indissociable, les arthrodies *inter-cunéennes* et *naviculo-cunéennes* étant très peu mobile en raison de la congruence des surfaces articulaires et de la raideur des structures fibreuses qui les relient.

L'articulation *tarsométatarsienne* est une synoviale plane, qui relie les extrémités distales du *cuboïde* et des trois os *cunéiformes* aux épiphyses proximales des cinq *métatarsiens*. Ces os sont maintenus par les ligaments de Lisfranc, des ligaments directs et croisés entre les cuboïdes intermédiaires et latéraux et les métatarsiens, et les insertions des ligaments *plantaires longs et courts*.

En aval de la ligne de Lisfranc, les articulations *metatarsophalangiennes*, *inter-métatarsiennes* et *inter-phalangiennes* relient entre eux les épiphyses des os de l'avant-pied. Ces articulations sont mobiles, essentiellement en flexion-extension, et ont pour fonction de permettre le déroulement de la chaîne cinématique du pied dans la phase de décollage, et l'amortissement du poids sur la phase d'appui.

La complexité du système articulaire du pied, des lignes d'action mécaniques (Cf. descriptif du système musculaire de pied, ci-après) et la difficulté de mesurer la cinématique des différentes pièces osseuses indépendamment les unes des autres expliquent pourquoi le squelette de pied est considéré comme un solide indéformable actionné par des muscles mono-articulaires dans l'essentiel des études ne s'intéressant pas spécifiquement à son comportement propre, comme dans le cas de l'analyse de la marche [21, 82] .

Les muscles du pied

Le système ostéoarticulaire du pied est mobilisé par un grand nombre de muscles. Les muscles bi-articulaires (Cf. Tableau 5 et Tableau 6) sont qualifiés d'*extrinsèques* : leur origine se situe au niveau de la jambe, et s'étendent vers le squelette du pied par le biais de tendons longs. Leur trajet est complexe, et ils présentent des ramifications multiples. Par opposition, les origines des muscles *intrinsèques* sont situées sur le squelette du pied.

Les muscles mobilisant les articulations du pied sont situés dans cinq loges distinctes. La *loge dorsale* contient les *longs extenseurs de l'hallux* et des *orteils*, deux muscles extrinsèques s'étendant du tibia et de la fibula vers les phalanges distales. La contraction de ces muscles permet la dorsiflexion et l'extension des orteils. La loge dorsale contient également le muscle court extenseur des orteils (précédemment nommé muscle *pédien*), qui s'étend de la face dorsale du calcaneum aux phalanges distales des orteils.

La *loge des interosseux* contient les *quatre muscles interosseux dorsaux* et les *trois plantaires*. Ces muscles intrinsèques s'étendent des métatarsiens vers les phalanges, et permettent la flexion des orteils.

La face plantaire compte trois loges distinctes. Les muscles de la *loge plantaire latérale* sont l'*abducteur du petit orteil*, le *court fléchisseur du petit orteil*, l'*opposant du petit orteil* et le *long fléchisseur des orteils*. Les trois premiers sont intrinsèques au pied, leur contraction permet essentiellement de fléchir les orteils. Le *long fléchisseur des orteils* provient quant à lui de la diaphyse tibiale, traverse la cheville sous la malléole médiale, longe le pied par la plante, et se termine sur faces plantaires des phalanges distales par l'intermédiaire de quatre tendons. Sa contraction permet la flexion des orteils, et provoque également la flexion plantaire.

La *loge plantaire médiale* regroupe trois muscles intrinsèques : l'*abducteur de l'hallux*, le *court fléchisseur de l'hallux* (qui compte deux chefs, médiaux et latéraux) et l'*adducteur de l'hallux*. Leur principale action est la flexion de l'hallux et l'extension des phalanges proximales.

Les quatre muscles *lombricaux* sont situés dans la *loge plantaire intermédiaire*. Leur origine est située sur l'extrémité du tendon provenant du muscle long fléchisseur des orteils, et ils s'insèrent sur les bords médiaux des phalanges proximales, permettant leur extension. Les muscles *carré plantaire* (ou *fléchisseur accessoire des orteils*) et *court fléchisseur des orteils* appartiennent également à cette loge : ces muscles proviennent du calcaneum, et s'insèrent respectivement sur le tendon du long fléchisseur des orteils (en amont des *lombricaux*), et sur les quatre phalanges intermédiaires.

Le Tableau 6 précise la position des insertions musculaires des muscles de la jambe et les mouvements engendrés par leurs activations respectives.

Muscle, chef	Localisation	Insertions (*)	Action mécanique
<i>Court extenseur des orteils</i>	Loge dorsale	o/ calcanéum (partie antérieure de la face dorsale) i/ Ph. prox. de l'hallux (face dorsale), phalanges distales des orteils 2,3 et 4 (faces dorsales, par un tendon commun au mu. Long extenseur des orteils)	Extenseur des orteils 1 à 4 Rotateur externe du P
<i>Long extenseur de l'hallux (**)</i>		o/ fibula (face médiale de la diaphyse), membrane interosseuse i/ Ph. distale de l'hallux (face dorsale)	Extenseur de l'hallux Fléchisseur du P
<i>Long extenseur des orteils (**)</i>		o/ tibia (face antéro latérale inférieur de l'épiphyse proximale), fibula (face antéro médiale de la tête, crête antérieure de la diaphyse), membrane interosseuse i/ Ph. intermédiaires 2 à 4 (face dorsale), face dorsale de la Ph. distale 5	Extenseur des orteils Fléchisseur du P
<i>Interosseux plantaires (3 mu.)</i>	Loge des interosseux	o/ M2, M4, M5 (faces médiales, faces inférieures des épiphyses proximales) i/ Ph. prox 2,3 et 4 (face médiale des épiphyses proximales)	Fléchisseur des Ph. prox. 2,3 et 4.
<i>Interosseux dorsaux (4 mu.)</i>		o/ M1 à 5 (faces latérales et médiales des diaphyses) i/ Ph. prox. 2, 3 et 4 (tubercules latérales ou médiales des épiphyses : la plus proche de l'axe du pied)	Fléchisseur des Ph. prox. sur les M correspondants Abducteur des orteils 2,3 et 4
<i>Abducteur du petit orteil</i>	Loge plantaire latérale	o/ calcanéum (tubérosité postéro-latérale), M5 (apophyse styloïde) i/ Ph. prox. 5	Abducteur et fléchisseur du petit orteil
<i>Court fléchisseur du petit orteil</i>		o/ os cuboïde (face inférieure de la tubérosité) i/ Ph. prox. 1 (face latérale de l'épiphyse proximale)	Fléchisseur du petit orteil
<i>Opposant du petit orteil</i>		o/ cuboïde (face plantaire de la tubérosité) i/ M5 (face plantaire latérale de la diaphyse)	Adducteur du petit orteil
<i>Long fléchisseur des orteils (**)</i>		o/ tibia (face postérieure de la diaphyse) i/ Ph. distales 2 à 5 (faces plantaires proximales)	Fléchisseur des orteils 2 à 5 Extenseur du P
<i>Abducteur de l'hallux</i>	Loge plantaire médiale	o/ calcanéum (processus médial de la tubérosité postéro-intérieure) i/ Ph. prox. de l'hallux (bord médial)	Fléchisseur de Ph. 1 Abducteur de Ph. 1 sur M1
<i>Court fléchisseur de l'hallux - médial - latéral</i>		o/ 2ème et 3ème cunéiformes et cuboïde (faces plantaires) i/ Ph. proximale de l'hallux (épiphysse proximale. Chef latéral : bord latéral ; chef médial : bord médial)	Fléchisseur de l'hallux
<i>Adducteur de l'hallux - oblique - transverse</i>		o/ chef oblique : cuboïde (), 3ème cunéiforme, M3 et M4. Chef transverse : capsules des articulations metatarsophalangiennes 3, 4 et 5. i/ Ph. prox. de l'hallux (bord latéral)	Fléchisseur de l'hallux Adducteur de l'hallux

Muscle, chef	Localisation	Insertions (*)	Action mécanique
Lombrireaux du pied	Loge plantaire intermédiaire	o/ 1er lombrireaux : bord médial du tendon de l'orteil 2. 2ème, 3ème et 4ème : bords des tendons voisins. i/ Phalanges proximales (bases, bord médial)	Fléchisseur des Ph. prox Extenseur des Ph. intermédiaires et distales.
Carré plantaire		o/ calcaneum (face médiale, bord latéral) i/ tendon du long fléchisseur des orteils (bord postéro latéral)	Fléchisseur des orteils 2 à 4
Court fléchisseur des orteils		o/ calcaneum (face inférieure) i/ Ph. intermédiaires 2, 3, 4 et 5	Fléchisseur des Ph. prox. et intermédiaires

(*) o/ : origine(s) ; i/ : insertion(s) J : Jambe ; P : Pied ; Ch : Cheville ; Ph : Phalange, M : Métatarsiens

(**) : Les tendons de ces muscles de la jambe s'insèrent sur les os du pied (cf. Tableau 5)

Tableau 6 – Système musculaire de la cheville et du pied

Biomécanique de la cheville et du pied

Les muscles moteurs de la cheville sont situés dans la jambe : la flexion plantaire est générée par l'activation du *triceps sural*, qui tracte l'arrière pied par l'intermédiaire du tendon d'Achilles, la dorsiflexion par celles des muscles de la loge antérieure de la jambe. Comme le genou, la cheville est une articulation instable dans les plans antéropostérieurs et sagittaux du fait de sa forte mobilité : la stabilisation passive due aux seules formations ligamentaires ne permet pas de maintenir son verrouillage : son maintien en completé par la co-contraction des muscles fléchisseurs et extenseurs. Outre le verrouillage de la cheville, le maintien postural nécessite également l'adaptation de la surface plantaire aux inégalités du sol. Dans le plan frontal, la conformation du pied est due à l'effet couplé de :

- la chaîne cinématique des articulations du tarse et du métatarse, qui permet son positionnement dans les plans frontaux et horizontaux,
- à la disposition des os de l'avant-pied : leur disposition en parallèle dans l'AFT (juxtaposition métatarsienne) offre une large surface de contact,
- à la mobilité en flexion extension des articulations de l'avant pied, qui permet d'adapter la surface de contact aux irrégularités.

La stabilisation dans le plan frontal est assurée par la rigidité en torsion des articulations du médio pied.

Dans le plan sagittal, le pied forme une structure triangulaire (Cf. Figure 48). La mobilité des articulations du pied permet d'adapter l'angle de la voûte plantaire (\widehat{CAB}) à la forme du sol. La contraction des muscles de la loge plantaire et la raideur longitudinale de leurs aponévroses permettent quant à elles la conservation de la distance CB, et donc le verrouillage de la chaîne cinématique du pied en conformation avec le sol.

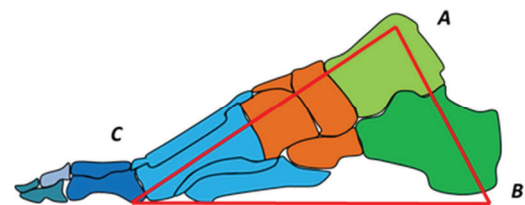


Figure 48 – Maintien de la voûte plantaire

1.1.5. Bilan

Parce qu'il doit répondre à plusieurs fonctions biologiques et physiologiques, le membre inférieur est constitué d'un grand nombre d'organes aux propriétés variées et aux interactions complexes. Son système musculo-squelettique est donc une structure biomécanique sophistiquée, tant sur le plan anatomique qu'histologique. Plus particulièrement, le comportement mécanique du tissu musculaire (et par extension du système musculaire) est à la fois multiparamétrique et fortement non linéaire. Du fait des difficultés d'accès direct à la plupart des grandeurs d'intérêt, l'étude de nombre de problématiques orthopédiques passe par la modélisation de la structure, la réalisation de simulations numériques et l'analyse des grandeurs mécaniques extraites de ces calculs. La modélisation du système MSK est également utilisée comme un outil de compréhension de la fonction musculaire et des interactions entre les structures musculaires, articulaires et osseuses.

L'intégralité des paramètres physiologiques qui conditionnent le comportement mécanique du système MSK dépendent de la morphologie du sujet, de son âge, de son sexe, de sa condition physique et de ses atteintes pathologiques. Ces paramètres sont nombreux, et parfois difficiles à quantifier pour des raisons liées au caractère invasif et à la résolution des moyens de mesure. Malgré cette difficulté, la caractérisation expérimentale des paramètres *in-vivo* et leur prise en compte dans les simulations biomécaniques est une tâche incontournable du processus de modélisation.

En particulier, l'enjeu de la modélisation musculaire volumique, déformable, personnalisable, et intégrant la capacité contractile consiste à améliorer un modèle MSK comportant une représentation mécanique du tissu musculaire conforme autant que possible à la description physique présentée au paragraphe 1.1.3 b) (ou à minima adaptée aux conditions physiques de la situation que l'on souhaite simuler). Cette description permet d'établir que les paramètres biomécaniques qui conditionnent le comportement des complexes musculotendineux sont essentiellement d'ordre :

- **Géométrique :**
 - Volume et forme de l'enveloppe externe de chaque muscle
 - Répartition spatiale des tissus biologiques de différente nature
- **Physiologique :**
 - Angle de pennation local des fibres
 - Densité de fibres rapides par rapport aux fibres lentes, dans chaque muscle
 - Répartition spatiale des fibres par type, dans chaque muscle
- **Mécanique :**
 - Propriétés passives des tissus biologiques
 - Propriétés actives du tissu musculaire

1.2. Modélisation dynamique du Membre Inférieur

Nous abordons dans cette section la problématique de la modélisation du système MSK du membre inférieur pour des applications dynamique d'Analyse Quantifiée du Mouvement.

Dans une première partie, nous présenterons des éléments de mécanique du Système Musculo Tendineux [SMT], qui permettent :

- la mise en équation du comportement du muscle squelettique isolé, conformément aux propriétés physiques identifiées au paragraphe 1.1.1 b)
- la description des notions de redondance, d'agonisme-antagonisme et de coactivation musculaire, qui conditionnent la coordination de l'ensemble des actionneurs musculaires en vue de générer le mouvement.

Une fois le comportement du SMT entièrement détaillé, nous présenterons les deux grandes familles de modèles MSK. Historiquement, l'approche Multi Corps Rigide [MCR] est apparue dans un premier temps : nous analyserons les principaux modèles de la littérature (et en particulier sur les travaux menés au LBMC) pour proposer une description exhaustive de l'approche, en termes d'hypothèses de modélisation et de mise en œuvre. Nous identifierons ainsi les principaux verrous techniques et scientifiques liés à son utilisation. Ces limitations étant principalement dues à l'emploi de modèles filaires pour représenter le comportement musculaire, un axe d'amélioration consiste à coupler cette approche avec une représentation volumique déformable du comportement musculaire conforme aux lois générales de la Mécanique des Milieux Continus [MMC]. Après de brefs rappels théoriques permettant de formaliser le problème de dynamique de manière analytique, nous présenterons les différentes méthodes de résolution numériques. Une analyse comparative au regard de critères numériques et ingénieurs (liés au contexte dans lequel se sont déroulés ces travaux de thèse) nous permet d'identifier la méthode des Eléments Finis [MEF] comme étant la plus conforme à notre problématique.

Après avoir décrit la mise en œuvre générale de la MEF d'un point de vue *utilisateur*, on présentera une revue des modèles MSK volumiques déformables. Les données analysées dépendant de chaque étude, les modèles proposés dans la littérature sont très variés (en termes d'approche globale, de méthode numérique, de périmètre d'utilisation, d'hypothèses de modélisation et d'approche de validation). En particulier, il existe plusieurs déclinaisons concernant la représentation du comportement mécanique du muscle. Nous présenterons ces études sous la forme de tableaux de synthèse : ceci nous permettra de récapituler les principales hypothèses et les possibilités de personnalisation de chaque modèle. L'analyse de cette littérature nous permettra d'exprimer nos propres besoins, afin de justifier l'ensemble des choix successifs que nous avons effectués lors de la réalisation de notre modèle.

Nous avons montré que le comportement du système MSK dépend significativement d'un ensemble de paramètres *patient-dépendant*. Par conséquent, quelle que soit l'approche retenue, tout modèle utilisé pour étudier la réponse mécanique propre à un patient donné nécessite une personnalisation de ces paramètres d'entrée : les techniques de caractérisation des paramètres personnalisés utilisées dans la littérature seront présentées dans la dernière partie de ce chapitre.

1.2.1. Mécanique du Système Musculotendineux

Les muscles exercent trois types d'effort sur le squelette et les organes périphériques :

- Des *efforts axiaux* (également appelés *tension musculaire*). Ils sont dus à la sollicitation des muscles dans leur direction principale (élongation, contraction). Orientés dans l'axe de fibres, ces efforts sont transmis aux os au niveau des sites d'insertions, éventuellement par l'intermédiaire des tendons.
- Des *efforts transversaux*. Les ventres musculaires se déforment à volume constant, et sont encapsulés dans le fascia. En raison de leur confinement, tous les tissus contenus dans les loges musculaires sont en contacts les uns avec les autres. (Cf. Figure 32, Figure 43). Le gonflement des muscles dans les directions transverses, du à leur raccourcissement, développe des efforts de contacts, orientés perpendiculairement aux aponévroses [83].
- Des *efforts tangentiels*. Il existe un effort normal entre ces solides, dont les parois sont animées de déplacements relatifs, en raison du glissement des tissus en mouvement. Ces surfaces présentent des propriétés de frottement, comme tout solide en contact : les efforts normaux engendrent donc une composante tangentielle.

D'un point de vue fonctionnel, on observe que ce sont les efforts axiaux qui assurent les fonctions de maintien et de mobilité du système MSK. Les efforts transversaux interviennent à trois niveaux dans la fonction de protection de l'organisme : la précontrainte qu'ils introduisent dans les pièces osseuses repoussent la limite à rupture des os ; l'augmentation de la raideur transversale des muscles superficiels apporte un surcroît de protection par rapport à la pénétration de corps étrangers ; enfin ces efforts assurent une cohésion mécanique à tous les tissus composant chaque segment corporel, ce qui augmente leur résistance, selon le principe de la poutre composite. Compte tenu de propriétés tribologiques des zones en contact (faible coefficient de frottement, présence couches adipeuses), les efforts tangentiels sont faibles par rapport aux efforts axiaux et transversaux. S'ils n'ont pas de fonction physiologique, ils peuvent être la cause de troubles musculo-squelettiques. On peut citer par exemple le *syndrome de la bandelette ilio-tibiale* (ou de *l'essuie-glace*) : lors du mouvement de flexion-extension de jambe, ce tendon frotte de manière alternée sur le condyle fémoral externe (Cf. Figure 26, Figure 32) ; l'effort tangential du au frottement entraînant à terme chez les coureurs de fond des microlésions des fibres de collagène du tendon [84].

Ces considérations expliquent pourquoi le comportement mécanique du muscle strié – c'est-à-dire la quantification des efforts qu'il développe en fonction des conditions auxquelles il est soumis – a largement été étudié dans la littérature, et continue aujourd'hui à faire l'objet de recherche. Compte tenu de sa prépondérance (en terme fonctionnel) pour la compréhension des mécanismes de maintien postural et de motricité (i.e. l'essentiel des thématiques d'études des systèmes MSK), les auteurs se sont principalement efforcés de décrire l'effort musculaire axial, par le biais de lois de comportement monodimensionnelles. Ces modèles sont qualifiés de *phénoménologiques* (ou *opérationnels*), parce qu'ils rendent compte du comportement global d'un ventre musculaire dans son axe de travail en fonction de ses propriétés macroscopiques. Ces propriétés sont représentées par un nombre limité d'éléments rhéologiques : raideurs et amortisseurs prennent en compte le

comportement viscoélastique, les éléments contractiles représentent la composante active de la tension musculaire.

Les muscles travaillent suivant plusieurs *modes de contraction* – décrits dans le Tableau 7 – en fonction de la tâche pour laquelle ils sont mobilisés. En statique, la contraction a pour objectif d'interdire tout mouvement en s'opposant aux actions mécaniques extérieures qui s'exercent sur le système MSK, pour **maintenir en position** le système ostéoarticulaire. En dynamique, les efforts musculaires sont développés pour **générer** le mouvement du squelette en rapprochant les pièces osseuses.

Fonction physiologique	Situation mécanique	Mode de contraction	Elongation	Vitesse de contraction	Tension	Travail / Puissance de la force musculotendineuse
Maintien	Statique	Isométrique	nulle	nulle	> 0	nul
Motricité	Dynamique	Auxotonique	Concentrique	< 0	> 0	> 0
			Excentrique	> 0	< 0	> 0
		Isotonique	Concentrique	< 0	> 0	Constante et > 0
			Excentrique	> 0	< 0	Constante et > 0
		Isocinétique	Concentrique	< 0	Constante et > 0	> 0
			Excentrique	> 0	Constante et < 0	< 0

N.B. Une contraction isotonique concentrique réalisée à partir d'une position étirée est dite pliocentrique.

Tableau 7 – Modes de contraction du muscle squelettique

Par définition, une contraction statique s'effectue sans déplacement relatif des pièces osseuses sur lesquelles s'insère le muscle. Sa longueur caractéristique étant conservée, on parle de contraction *isométrique*. La tension musculaire F_M^l dépend alors uniquement de l'allongement du muscle (l_M) et de son niveau d'activation ($act.$): la *relation force-longueur isométrique* (Cf. Figure 49) caractérise donc le comportement contractile du muscle en statique. Cette loi (notée F_M^{P+A}) est la somme d'une composante passive (F_M^P) et d'une composante active (F_M^A)

La caractérisation expérimentale de la relation force-longueur isométrique consiste à :

- contracter le muscle au maximum ($act = 1$), jusqu'à atteindre le plateau tétanique F_M^0 ,
- mesurer l'effort de réaction pour plusieurs niveaux d'élongation en faisant varier l'angle de l'articulation mobilisée par le muscle, tout en le maintenant tétanisé au maximum : on obtient la courbe $F_M^A(act = 1,)$
- réaliser la mesure au repos, afin d'obtenir la courbe de la composante passive F_M^P aux mêmes niveaux d'élongation,
- extraire la composante active F_M^A en calculant la différence entre les deux relevés.

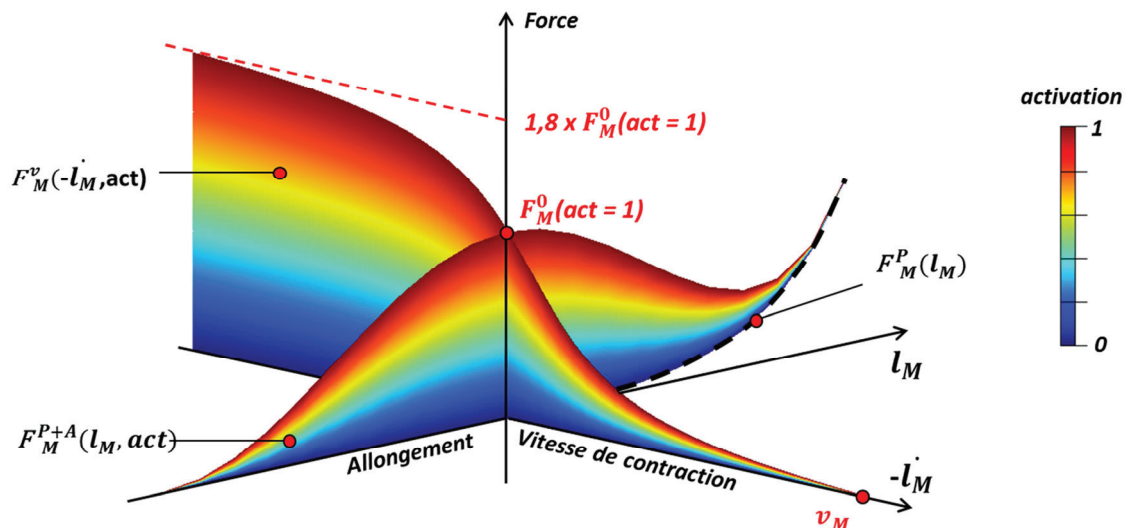


Figure 49 – Allure générique des lois de comportement du muscle squelettique

Plan Force-Allongement : la relation force-longueur isométrique, caractérisant le comportement statique du muscle (la composante passive apparaît en pointillés). *Plan Force-Vitesse de contraction* : la relation force-vitesse isométrique (représentée pour un allongement nul), caractérisant le comportement dynamique. (N.B : les efforts de contraction représentés ci-dessus sont linéairement dépendants de l'activation)

En dynamique, on parle de contraction *excentrique* lorsque le muscle est étiré au cours du mouvement (i.e. sa longueur caractéristique augmente) et de contraction *concentrique* lorsqu'il se rétracte. La quasi-totalité des mouvements articulaires sont engendrés par une augmentation de la tension variable dans le temps, l'effort s'adaptant à la cinématique du squelette (position et vitesse instantanée) et à l'évolution du chargement : c'est la contraction *auxotonique*.

Si l'effort reste constant au cours du mouvement, on parle de contraction *isotonique*. Cette situation est exceptionnelle, parce qu'elle implique que le chargement reste parfaitement constant au cours du temps. On remarquera que le terme *isotonique* est souvent employé dans la littérature – par abus de langage – pour qualifier une contraction *auxotonique*.

Autre contraction dynamique, la contraction *isocinétique*. Dans ce cas de figure, la vitesse du mouvement – et donc la vitesse de contraction – est maintenue constante au cours du mouvement. Il ne s'agit pas d'un mouvement naturel, cette contraction ne pouvant être réalisée qu'artificiellement en laboratoire, à l'aide de dispositifs expérimentaux complexes (bancs d'extensomètre associés à des dynamomètres).

Le comportement contractile dynamique est caractérisé par la *relation force-vitesse isotonique* (Cf. Figure 49). Cette loi établit la relation entre la tension musculaire et la vitesse de d'étirement-raccourcissement du muscle. Elle est déterminée point par point en :

- contractant le muscle au plateau tétanique (contraction isométrique à $L_M = L_M^0$),
- puis en chargeant le muscle à l'effort F_M , tout en maintenant l'activation maximale. Si la consigne en force est inférieure (resp. supérieure) au plateau tétanique, le muscle se rétracte (resp. s'allonge) avant de se stabiliser : le relevé de la longueur finale et de la durée du régime transitoire permet de calculer la vitesse de contraction du muscle associé à l'effort de consigne.

On constate que l'effort décroît lorsque la vitesse de contraction augmente. Au-delà d'une vitesse de raccourcissement dite *maximale* (v_M), le muscle ne développe plus d'effort. Enfin, la tension musculaire tend vers une valeur maximale $F_M = 1,8 F_M^0$ quand la longueur du muscle tend vers l'allongement maximal.

L'allure de cette courbe est conforme à l'équation de *Hill* [85], qui a montré par une approche thermodynamique que la relation force-vitesse est de forme hyperbolique.

$$(F_{MT} + a)(-\dot{l}_M + b) = (F_M^0 + a) \quad (eq. 1)$$

où F_{MT} est la tension du SMT (N)

F_M^0 la tension isométrique (N)

$-\dot{l}_M$ la vitesse de contraction (mm.s^{-1})

a, b des constantes à définir expérimentalement

La complexité des modèles phénoménologiques a évolué avec le temps, en fonction de l'amélioration de la compréhension des mécanismes de la contraction. *Weber* [86] représente le muscle par une raideur (*Elastic Element*, EE). L'effort musculaire ne dépend que de son allongement.

$$F_{MT} = K_{EE} \cdot \varepsilon_{MT} \quad \text{avec } \varepsilon_{MT} = \frac{l_{MT} - l_{MT}^0}{l_{MT}^0} \quad (eq. 2)$$

où K_{EE} la raideur (N/mm)

ε_{MT} allongement du SMT (s.u.)

l_{MT} longueur instantanée (mm)

l_{MT}^0 longueur du muscle au repos (mm)

Observant une variabilité de l'effort en fonction de la vitesse de sollicitation axiale, *Hill* [85] introduit une viscosité (*Parallel Viscosity Element*, PVE) en parallèle de cette raideur. L'effort s'écrit alors :

$$F_{MT} = K_{PEE} \cdot \varepsilon_{MT} + C_{PVE} \cdot \dot{\varepsilon}_{MT}, \quad \text{avec } \varepsilon_{MT} = \frac{l_{MT} - l_{MT}^0}{l_{MT}^0} \quad (eq. 3)$$

où K_{PEE} la raideur de l'élément élastique parallèle (N.mm^{-1})

C_{PVE} la viscosité du PVE (N.s)

$\dot{\varepsilon}_{MT}$ le taux de déformation du SMT (s^{-1})

Levin et Wyman [87] ajoutent une seconde raideur en série avec le modèle de Hill (*Serial Elastic Element*, SEE), afin de dissocier la contribution du muscle (M) et des tendons (T). La tension

développée par le muscle est intégralement transmise au tendon. On écrit donc les deux relations suivantes :

$$\begin{cases} F_{MT} = k_{SEE} \cdot (l_T - l_T^0) & (eq. 4) \\ F_{MT} = k_{PEE} \cdot (l_M - l_M^0) + b \cdot \dot{l}_M & (eq. 5) \end{cases} \quad \text{avec} \quad \begin{cases} k_{SEE} = \frac{K_{SEE}}{l_T^0} \\ k_{PEE} = \frac{K_{PEE}}{l_M^0} \\ b = \frac{C_{PEE}}{l_M^0} \end{cases}$$

où K_{SEE} et K_{PEE} les longueurs instantanées du SEE et du modèle de Hill

l_T, l_M les longueurs instantanées (mm)

l_T^0, l_M^0 les longueurs au repos (mm)

\dot{l}_M la vitesse de déformation du modèle de Hill (mm.s⁻¹)

La longueur totale du SNT est la somme de la longueur du modèle de Hill et du SEE, donc :

$$l_{MT} = l_T + l_M \quad \text{et} \quad l_{MT}^0 = l_T^0 + l_M^0$$

$$\text{On a donc :} \quad l_M - l_M^0 = (l_T^0 - l_M^0) - (l_T - l_M)$$

$$\text{Et} \quad F_{MT} = k_{PEE} \cdot (l_{MT} - l_{MT}^0) - k_{PEE} \cdot (l_T - l_T^0) + b \cdot l_M$$

$$\text{Or} \quad l_T - l_T^0 = \frac{F_{MT}}{k_{SEE}} \quad \text{d'après (eq. 4)}$$

$$\text{Et} \quad l_{MT} = l_T + l_M \Leftrightarrow l_M = l_{MT} - l_T \Leftrightarrow \dot{l}_M = \dot{l}_{MT} - \dot{l}_T$$

$$\text{Donc} \quad F_{MT} = k_{PEE} \cdot (l_{MT} - l_{MT}^0) - \frac{k_{PEE} \cdot T}{k_{SEE}} + b(\dot{l}_{MT} - \dot{l}_T)$$

$$\text{Or} \quad l_T - l_T^0 = \frac{F_{MT}}{k_{SEE}} \Leftrightarrow l_T = \frac{F_{MT}}{k_{SEE}} + l_T^0 \Leftrightarrow \dot{l}_T = \frac{\dot{F}_{MT}}{k_{SEE}}$$

$$\text{Donc} \quad F_{MT} = k_{PEE} \cdot (l_{MT} - l_{MT}^0) - \frac{k_{PEE} \cdot T}{k_{SEE}} + b(\dot{l}_{MT} - \frac{\dot{T}}{k_{SEE}})$$

$$\text{Et} \quad \dot{F}_{MT} = \frac{k_{SEE}}{b} \left[b \cdot \dot{l}_{MT} + k_{PEE}(l_{MT} - l_{MT}^0) - (1 + \frac{k_{PEE}}{k_{SEE}}) \right]$$

$$\text{Soit finalement} \quad \dot{F}_{MT} = \frac{k_{SEE}}{b} \left[b \cdot \dot{l}_{MT} + k_{PEE}(l_{MT} - l_{MT}^0) - (1 + \frac{k_{PEE}}{k_{SEE}}) F_{MT} \right] \quad (eq. 6)$$

Ces modèles sont tous passifs : la contraction musculaire n'est prise en compte qu'en 1938, quand Hill propose nouveau modèle composé d'un élément contractile (*Contractile Element*, CE) en série avec une raideur [88]. Ces travaux font suite à ceux de Fenn et Marsh [89], qui invalident l'hypothèse de linéarité effort-vitesse de raccourcissement. La tension est donnée par les relations suivantes :

$$\begin{cases} F_{MT} = K_{SEE} \cdot \varepsilon_{SEE} \\ F_{MT} = F(a) \end{cases} \quad \text{avec} \quad \varepsilon_{SEE} = \frac{l_{SEE} - l_{SEE}^0}{l_{SEE}^0}$$

où ε_{EE} l'allongement de l'élément élastique série (s.u.)

l_{EE}, l_{SEE}^0 respectivement ses longueurs instantanées et au repos (mm)

F la force développée par l'élément contractile (N), en fonction du niveau d'activation

Cette configuration série interdit le calcul d'un effort à vitesse nulle : ce modèle est donc insuffisant dans le cas des fortes élongations (configuration dans laquelle le muscle développe une tension de repos non nulle).

Cette incohérence physiologique est corrigée en 1951, quand *Hill* met à jour son modèle en intégrant une raideur en parallèle à son modèle série (*Parallel Elastic Element*, PEE). Cette modification permet de dissocier le comportement élastique des tendons (situés anatomiquement aux extrémités, représentés par le SEE), de celui propre au tissu musculaire (due aux structures collagéniques internes : aponévroses et endo/perimysium, à la rigidité du sarcolemme et à celle des chaînes de titine, représenté par le PEE) de la partie purement contractile.

Mc Mahon complète le modèle viscoélastique de *Levin et Wyman*, en intégrant un élément contractile placé en parallèle des PEE et PVE : l'effort du SMT est décrit par le système ((eq. 4)(eq. 5), l'équation (eq. 5) étant complété par un effort A (en N) du à l'activation.

$$\begin{cases} F_{MT} = k_{SEE} \cdot (l_T - l_T^0) & (eq. 7) \\ F_{MT} = k_{PEE} \cdot (l_M - l_M^0) + b \cdot \dot{l}_M + A & (eq. 8) \end{cases}$$

Un calcul similaire conduit à la loi décrivant l'évolution de l'effort en fonction des raideurs, de la viscosité et de l'effort développé par composante contractile :

$$\dot{F}_{MT} = \frac{k_{SEE}}{b} \left[b \cdot \dot{l}_{MT} + k_{PEE} (l_{MT} - l_{MT}^0) - \left(1 + \frac{k_{PEE}}{k_{SEE}} \right) F_{MT} + A \right] \quad (eq. 9)$$

Suite aux travaux de *Huxley* sur la détermination des composantes opérationnelles du muscles [52, 90], *Shorten* [91] complexifie une nouvelle fois le modèle de *Hill*, en séparant le SEE en deux l'élément élastique série : une composante passive (PSEE) représentant les structures tendineuses environnant le muscle, un composante active (ASEE) représente la rigidité des ponts actine-myosine. Le PEE correspond toujours la contribution des tissus conjonctifs internes et au sarcolemme. Ce modèle permet d'établir la contribution relative de chaque élément physiologique du mécanisme de contraction.

En 1986, *Zajac* complète le modèle de *Hill* en intégrant la pennation des fibres :

$$F_{MT} = F_T = F_M \cdot \cos(p) \quad (eq. 10)$$

où F_T est la force développée aux bornes du tendon

F_M est la force développée par les fibres musculaires

p la pennation du muscle

L'effort musculaire s'écrit comme la somme de la relation force-longueur isométrique (composantes passives et actives, respectivement 1^{er} et 2^{ème} terme de l'équation 11 ci-dessous) et de la relation force vitesse (3^{ème} terme)

$$F_M = F_M^P(l_M) + F_M^A(l_M, a) + F_M^V(v_M, a) \quad (eq. 11)$$

où a est le niveau d'activation du muscle (entre 0 et 1)

$v_M = -\dot{l}_M$ est la vitesse de raccourcissement du muscle (mm.s⁻¹)

En considérant que les efforts actifs sont linéairement dépendant de l'activation, on pose :

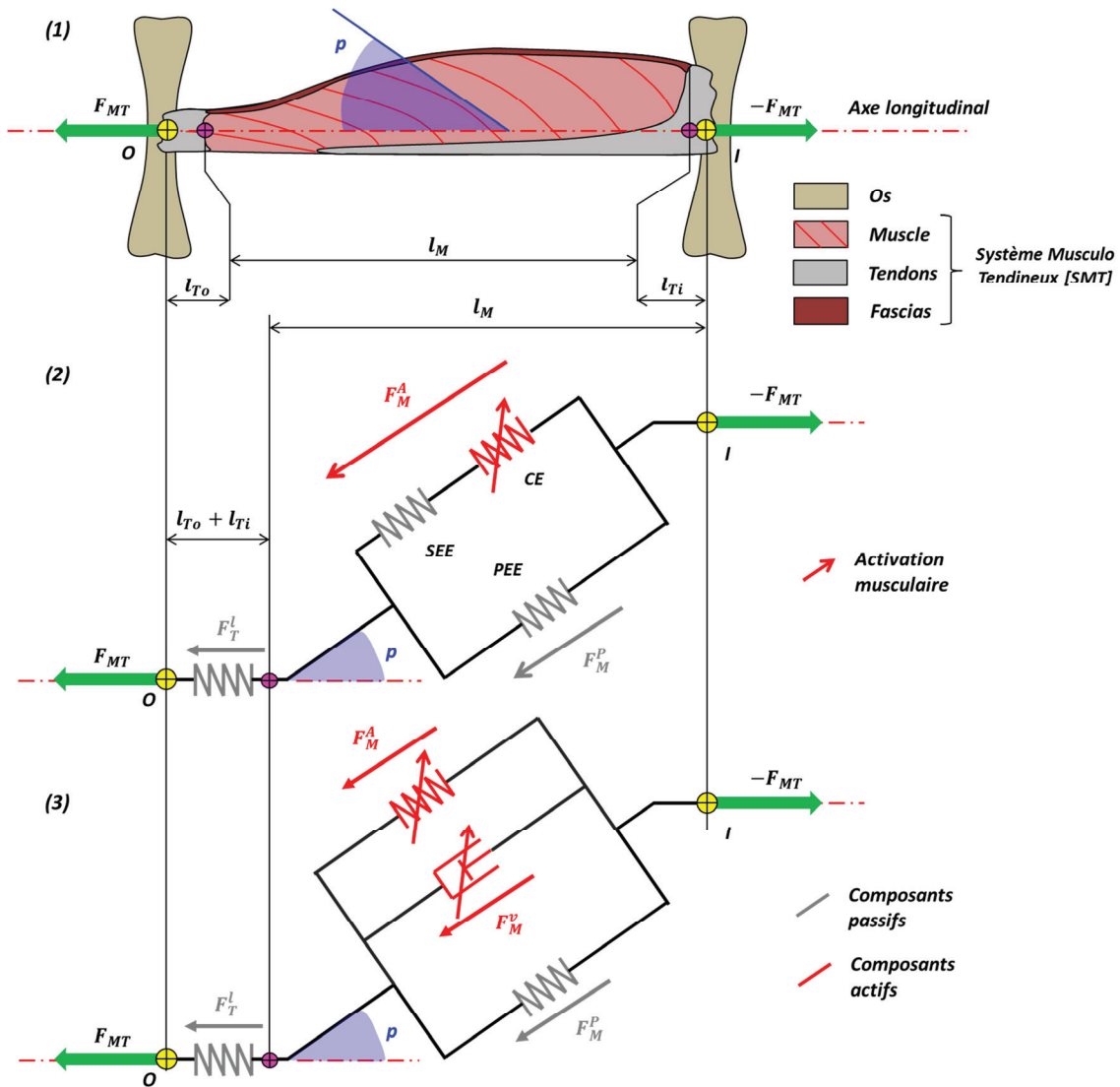
$$F_M^P(l_M) = F_M^0 \cdot f_M^P(l_M) , F_M^A(l_M, a) = a \cdot F_M^0 \cdot f_M^A(l_M) \text{ et } F_M^V(v, a) = a \cdot F_M^0 \cdot f_M^V(l_M)$$

où f_M^P , f_M^A , f_M^V sont les efforts adimensionnés par rapport à la tension isométrique.



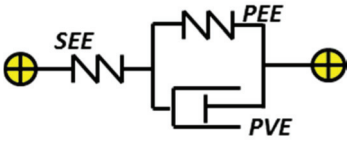
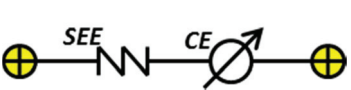
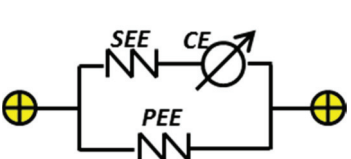
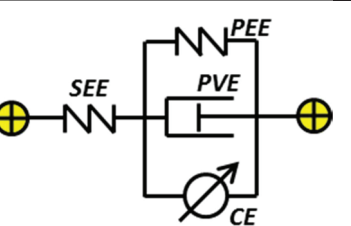
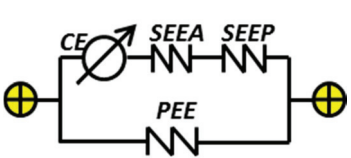
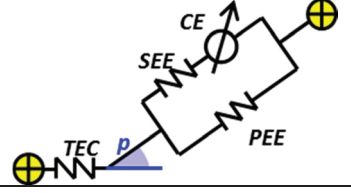
$$\text{On a donc } F_M = F_M^0 \cdot f_M^P(l_M) + a \cdot F_M^0 \cdot f_M^A(l_M) + a \cdot F_M^0 \cdot f_M^V(l_M)$$

$$\text{Soit } F_M = F_M^0 [a \cdot f_M^P(l_M) \cdot f_M^V(l_M) + f_M^P(l_M)] \quad (\text{eq. 12})$$

Cette modélisation permet de prendre en compte la non-linéarité de l'effort en fonction de la longueur et de la vitesse de raccourcissement du muscle, en cohérence avec le comportement mécanique mis en évidence expérimentalement.



Le Tableau 8 récapitule chronologiquement les différents modèles phénoménologiques du muscle squelettique décrits ci-dessus, croisés avec les propriétés mécaniques et physiologiques identifiées au paragraphe 1.1.3 b).

		Comportement passif				Comportement actif (contractile)				Hétérogénéité matériau		Effets volumiques
		élastique	visqueux	anisotrope	non-linéaire	élastique	visqueux	anisotrope	non-linéaire	Micro	Macro	
Weber 1846		Y	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
Hill 1922		Y	Y	N	N	N	N	N	N	N	N	N
Levin et Wyman 1927		Y	Y	N	N	N	N	N	N	N	Y	N
Hill 1938		Y	N	N	N	Y	Y	N	N	N	N	N
Hill 1951		Y	N	N	N	Y	Y	N	N	N	N	N
Mc Mahon 1984		Y	Y	N	N	Y	Y	N	N	N	Y	N
Shorten -Hill 1987		Y	N	N	N	Y	Y	N	N	N	Y	N
Zajac 1986		Y	N	Y	N	Y	Y	Y	N	N	Y	N
Erdemir 2007	Cf. Figure 50	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	N	Y	N

Y (resp. N) : propriété prise en compte (resp. non prise en compte) dans le modèle.

Tableau 8 – Modèles musculaires rhéologiques

Mobilisation du système musculaire : notions de redondance, d'antagonisme et de coactivation

Physiologiquement, le mécanisme de contraction implique qu'un muscle n'a pour seule possibilité que de tracter les pièces osseuses sur lesquelles il s'insère. En contraction dynamique, cet effort rapproche les surfaces d'insertion : autrement dit le muscle ne peut générer un mouvement articulaire que dans un seul sens.

Tout mouvement du système ostéoarticulaire devant être réversible, chaque muscle trouve nécessairement au sein du système musculaire un (ou plusieurs) muscle(s) générant le mouvement articulaire dans le sens opposé. Ce(s) muscle(s) est (sont) qualifié(s) d'*antagoniste(s)*. Pour pallier à la défaillance due à la perte fonctionnelle partielle ou complète d'un muscle, un même mouvement peut être développé par l'activation de plusieurs muscles, dits *agonistes* : c'est la notion de *redondance* musculaire. Ces deux notions sont représentées sur la Figure 51.

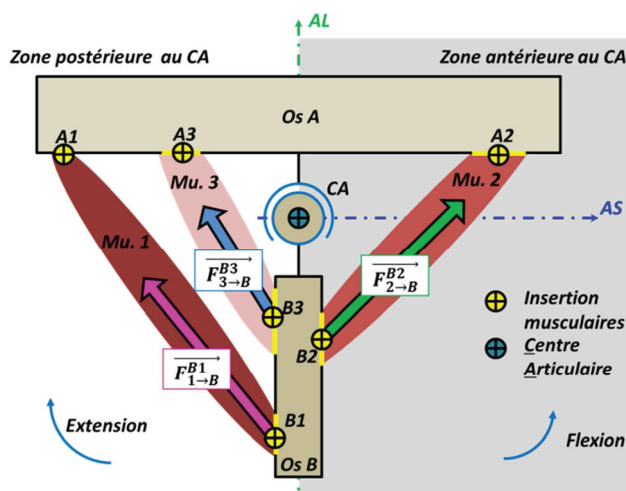


Figure 51 – Schématisation des notions d'antagonisme et de redondance musculaire

Le muscle (1) est situé postérieurement au centre articulaire CA, pivot d'axe frontal articulant les os (A) et (B). L'effort de traction $\vec{F}_{1 \rightarrow B}^{B1}$ qu'il développe sur l'os B au point B1, associé au bras de levier [CA-B1], engendre un moment autour de l'axe frontal passant par CA. Ce couple provoque la rotation dans le plan sagittal de B par rapport à A, dans le sens horaire (extension), en l'absence de contrainte cinématique interdisant cette rotation. Le muscle 2 est positionné antérieurement au centre articulaire, l'effort $\vec{F}_{2 \rightarrow B}^{B2}$ génère une rotation dans le sens contraire : les muscles 1 et 2 sont donc *antagonistes*.

La position du muscle (3) par rapport au centre articulaire est similaire à celle du muscle (1). L'action mécanique $\vec{F}_{3 \rightarrow B}^{B3}$ qu'il développe engendre donc le même mouvement articulaire que celle du muscle 1 : les muscles (1) et (3) sont dit *redondants*, ou *agonistes*.

Le contrôle moteur du système musculo-squelettique repose sur l'activation différentielle simultanée de différents composants du système musculaire sous le contrôle du SNC, en regard de la tâche à effectuer : en condition auxotonique, la coactivation des couples musculaires agonistes-antagonistes augmente la précision du mouvement (au prix d'une perte d'efficacité musculaire) ; en conditions isométriques, cette coactivation stabilise l'articulation mobilisée, et améliore donc sa protection. Par conséquent, l'appréhension du fonctionnement global de l'appareil locomoteur nécessite la mise en évidence des antagonismes et redondances existants au sein du système musculaire.

Malgré la difficulté de conception et de mise en œuvre des protocoles expérimentaux permettant de la mesurer *in-vivo*, la tension musculaire est une donnée possiblement accessible pour la validation de ce type de modèle. La littérature compte quelques études portant sur des mesures directes : *Komi* [92] évalue l'effort développé par le triceps sural durant la marche, le saut et la course en implantant une broche équipée de jauges de déformation sur le tendon d'Achilles d'un patient masculin ; *Dennerlein* [93] utilise un dispositif expérimental similaire pour mesurer la force dans le tendon du muscle fléchisseur superficiel de l'index de la main d'un panel de sujets (4 femmes, 1 homme) ; *Arndt* [94] mesure la force en insérant une fibre optique en travers du tendon d'Achilles.

Ces mesures sont fortement invasives, aussi des protocoles expérimentaux sont développés pour mesurer les forces musculaires de manières indirectes : le principe consiste à placer le sujet dans un ergomètre spécifiquement conçu et instrumenté pour mesurer les efforts de réaction développés par le système MSK au cours d'un exercice prédéterminé (ce qui fut réalisé par exemple dans le cadre du projet MIME¹). A partir des efforts de réaction, on remonte à l'effort développé par le système musculaire par un calcul de Mécanique des Solides (Etude des mouvements de systèmes matériels représentés par des solides indéformables). En raison des redondances musculaires et des effets de couplage, la difficulté réside dans la différenciation des contributions de chaque muscle à l'effort interne. Cette méthodologie n'est donc exploitable que pour des exercices essentiellement statiques, mobilisant un nombre limité de muscle et d'articulations.

Contrairement à la tension musculaire, la mesure expérimentale des efforts transversaux et tangentiels est impossible. Ces efforts ne sont pas, contrairement aux tensions musculaires, considérés comme une donnée importante dans le cadre des études classiques. Cela explique pourquoi la littérature est moins fournie sur le sujet. Leur quantification nécessite la mise en œuvre de modèles volumiques déformables, prenant en compte les propriétés matérielles et tribologiques des tissus.

¹ MIME: Musculoskeletal Individualized Multi-scale Environment ANR-10-JCJC-911-01

1.2.2. Les Modèles Multi-Corps Rigides

a) Principes de modélisation

Le système ostéoarticulaire du MI non pathologique est constitué de pièces osseuses peu déformables, constituant un ensemble de classes d'équivalences (i.e. ensemble de solides solidaires au cours d'une phase de fonctionnement) dont le guidage est assuré par des articulations mobiles. Les mouvements de cette structure poly-articulée sont la conséquence des efforts extérieurs s'exerçant sur le MI et des efforts internes dus à la contraction musculaire. L'analyse de ses mouvements a pour but de quantifier à chaque instant la cinématique des segments corporels (positions, vitesses et accélérations) ainsi que les moments articulaires et les schémas d'activations musculaires qui lui sont associés. Nous présentons dans cette section les différents éléments constituant les modèles multi-corps (identifiés dans le Tableau 9), dans leur définition courante. Il est entendu que la sophistication des modèles diffère suivant les études et les auteurs. La question du paramétrage des éléments des modèles est abordée au chapitre 1.2.4.

			Modèle Multi Corps		
Structure physique			Modèle cinématique	Modèle dynamique	
Système ostéoarticulaire	Squelette	Os	Paramétrage géométrique + Relations de corps rigides	Paramètres inertiels des segments corporels	Modèle osseux
		Surfaces articulaires	Centres articulaires + Liaisons cinématiques	-	Modèles articulaire
	Articulations	Ligaments	Sites d'insertions + Relations de corps rigides	ou Sites d'insertions + Modèle rhéologique passif ou Matrice de raideur articulaire	
Système musculaire	Tendons		-	Sites d'insertions + Modèle rhéologique passif	Modèles musculaire
	Muscles		-	Lignes d'action + Modèle rhéologique actif + stratégie d'activation	
Autres tissus	Peau		-	-	
	Tissu adipeux		-	-	
	Aponévroses		-	-	

Tableau 9 – Éléments de modélisation de l'appareil locomoteur par une approche multi-corps

L'approche consiste à positionner dans l'espace les différents solides qui composent le système ostéoarticulaire (points caractéristiques et repères associés), dans un système de coordonnées choisi au préalable : c'est le paramétrage cinématique du système. C'est dans ce référentiel que sont exprimées les équations d'équilibre du problème mécanique. La littérature décrit plusieurs conventions de paramétrage des systèmes poly-articulés. Chacun de ces paramétrages présente ses propres propriétés, qui rendent leur utilisation plus ou moins intéressante pour la modélisation du membre inférieur [21]. Le paramétrage en coordonnées naturelles a été identifié par certains auteurs comme le plus adapté [95, 21, 96].

Comme on l'a vu plus haut, les efforts musculaires sont fonction de la longueur et de la vitesse de raccourcissement, c'est-à-dire de la position et de la vitesse relative des sites d'insertion. La cinématique du squelette constitue donc une donnée d'entrée du calcul des efforts musculaires, d'où la nécessité de l'évaluer précisément. La fluoroscopie serait, pour cela, une technique d'imagerie médicale dynamique envisageable car elle permet de visualiser en temps réel les mouvements des tissus internes, ici les pièces osseuses [97]. Parce qu'irradiante, elle reste cependant appliquée à des zones restreintes telles que les articulations, essentiellement dans un contexte opératoire ou dans des protocoles de recherche spécifiques. La méthode largement utilisée s'appuie sur l'analyse du mouvement : cette méthode non invasive et non irradiante consiste à mesurer les déplacements instantanés de marqueurs optoélectroniques placés sur le sujet (dispositifs de type *VICON*® ou *MotionAnalysis*®), puis à reconstruire la position instantanée des segments.

Afin d'exploiter ces données issues de l'analyse du mouvement, on définit un modèle cinématique, en exprimant un ensemble de contraintes cinématiques associées aux solides qui composent le système poly-articulé :

- relations de corps rigide entre les solides d'une même classe d'équivalence,
- représentation des articulations entre solides par des liaisons,
- contraintes bloquant des degrés de libertés, interdisant ou limitant l'élongation des structures ligamentaires,
- conditions géométriques supplémentaires.

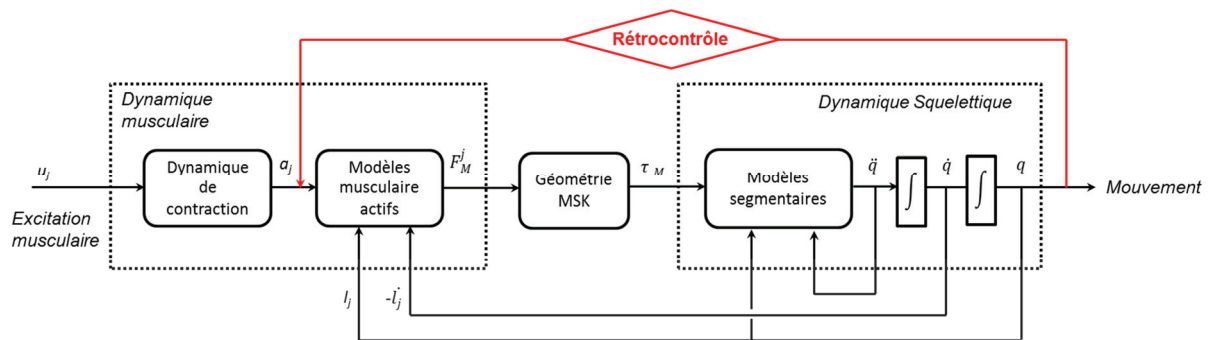
Les contraintes cinématiques déterminent les déplacements des solides au cours de la simulation, et influencent donc la représentativité physiologique de la cinématique squelettique que l'on calcule. Par conséquent, elles sont choisies de manière à représenter au mieux la cinématique réelle des pièces en mouvement, qui est conditionnée par la topologie locale des surfaces de contact articulaires, et par la configuration des différents faisceaux ligamentaires (éléments présentés au paragraphe 1.1.4). Les contraintes cinématiques définissent ainsi les degrés de libertés du système, ceux-là même qui apparaissent dans les équations du mouvement.

L'évaluation de la cinématique squelettique dite par *optimisation globale* se propose de déterminer la position du squelette respectant les contraintes cinématiques paramétrées dans le modèle et minimisant l'écart entre les trajectoires des marqueurs virtuels (c'est-à-dire défini comme rigidement associé à un segment) et les trajectoires mesurées [98]. En effet, si la mesure des positions de marqueurs placés sur des vis intra corticales (i.e. marqueurs liés rigidement aux pièces osseuses) constitue une quantification directe de la position du squelette [99, 100], ce protocole est très invasif. Les marqueurs sont donc généralement collés à même la peau du sujet : le déplacement mesuré ne rend donc pas compte exclusivement de la cinématique du squelette, mais de son déplacement combiné à celui des tissus mous superficiels (appelés *artefacts de tissus mous*). Extrapoler la cinématique squelettique directement à partir des données des marqueurs cutanés conduit à des déplacements segmentaires parasites, provoquant des incohérences au niveau des articulations (jeu/pénétrations entre les surfaces articulaires ou élongations de structures ligamentaires non physiologiques, incohérence des bras de levier), ce qui rend nécessaire la compensation de l'erreur due à ces artefacts [101, 102]. Cette compensation consiste donc à rajouter de la connaissance *a priori* sous la forme des contraintes cinématiques.

La détermination des couples moteurs (c'est-à-dire des actions sur les seuls degrés de liberté) passe par la résolution des équations du mouvement, donc par la définition d'un modèle dynamique. Une modélisation 3D filaire de type masses-ressorts-amortisseurs, intégrant les paramètres inertiels des segments et le comportement contractile des muscles (tels que décrit au paragraphe précédent) par le biais d'éléments rhéologiques filaires, est suffisante pour représenter le système dès lors :

- que l'on néglige l'influence des effets volumiques des structures en mouvement sur la réponse dynamique du système MSK,
- que l'on s'intéresse uniquement aux grandeurs mécaniques macroscopiques à l'échelle des segments corporels (efforts, moments, mouvements de corps rigide), et non à des quantités locales telles que des pressions de contact, des contraintes ou des déformations.

Le calcul des efforts peut être réalisé suivant les deux modalités suivantes [103, 104]. En *dynamique directe* (Cf. Figure 52), le mouvement est la conséquence de l'état d'activation instantané du système musculaire. La double intégration des accélérations segmentaires consécutives aux efforts musculaires appliqués au squelette permet de déterminer la position instantanée de la chaîne cinématique. Ce mode de calcul nécessite la connaissance de l'activité musculaire à chaque instant, et généralement son recalage à l'aide d'une boucle dite de *rétrocontrôle* (via par exemple le paramètre activation, comme représenté en rouge sur la Figure 52), afin d'obtenir une cinématique conforme au mouvement.



où τ_M sont les couples moteurs

a_j l'activation musculaire des j muscles

F_M^j les tensions musculaires

q, \dot{q}, \ddot{q} la cinématique du squelette

resp. les déplacements, vitesses et accélérations segmentaires.

Figure 52 – Dynamique directe
(d'après Pandy [103])

La méthode par dynamique directe est représentative du fonctionnement neurologique de l'appareil locomoteur (le système musculaire est effectivement placé sous le contrôle du SNC), mais elle comporte plusieurs inconvénients. Sa mise en œuvre nécessite la définition de conditions aux limites entre la chaîne cinématique et le milieu extérieur (typiquement : une modélisation du contact pied-sol, dans le cas du MI) : les efforts extérieurs s'exerçant sur le modèle sont alors déduit du calcul de dynamique, au même titre que la cinématique. Par ailleurs, les données d'entrée de l'analyse directe (comme les schémas d'activation des différents muscles, si le modèle est commandé par l'activation) sont difficilement accessibles *in-vivo*. Enfin le calcul de la cinématique est coûteux en temps de calcul en raison de la double intégration des accélérations segmentaires.

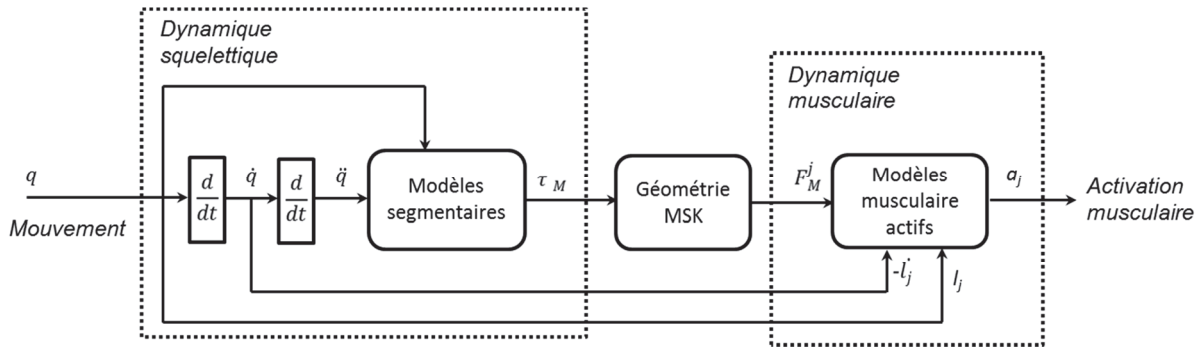


Figure 53 – Dynamique Inverse
(d'après Pandy [103])

Or la cinématique squelettique est une donnée dont on dispose à l'issue de l'optimisation globale : là où la dynamique directe se propose de générer le mouvement à partir des efforts moteurs, l'analyse en dynamique inverse (Cf. Figure 53) consiste à calculer les efforts musculaires à partir d'une cinématique segmentaire connue. L'*optimisation statique* (Cf. Figure 54) est la méthode très généralement utilisée pour calculer l'équilibre du problème inverse [24, 105]. Cette approche a pour but de déterminer l'activité musculaire qui vérifie au mieux un objectif quantifié. Cela revient à minimiser une fonction dite *objectif* (notée J) dépendant de l'activité musculaire (niveau d'activation ou forces tension musculaire). Cette minimisation est effectuée à chaque pas de temps (d'où le terme d'optimisation *statique*).

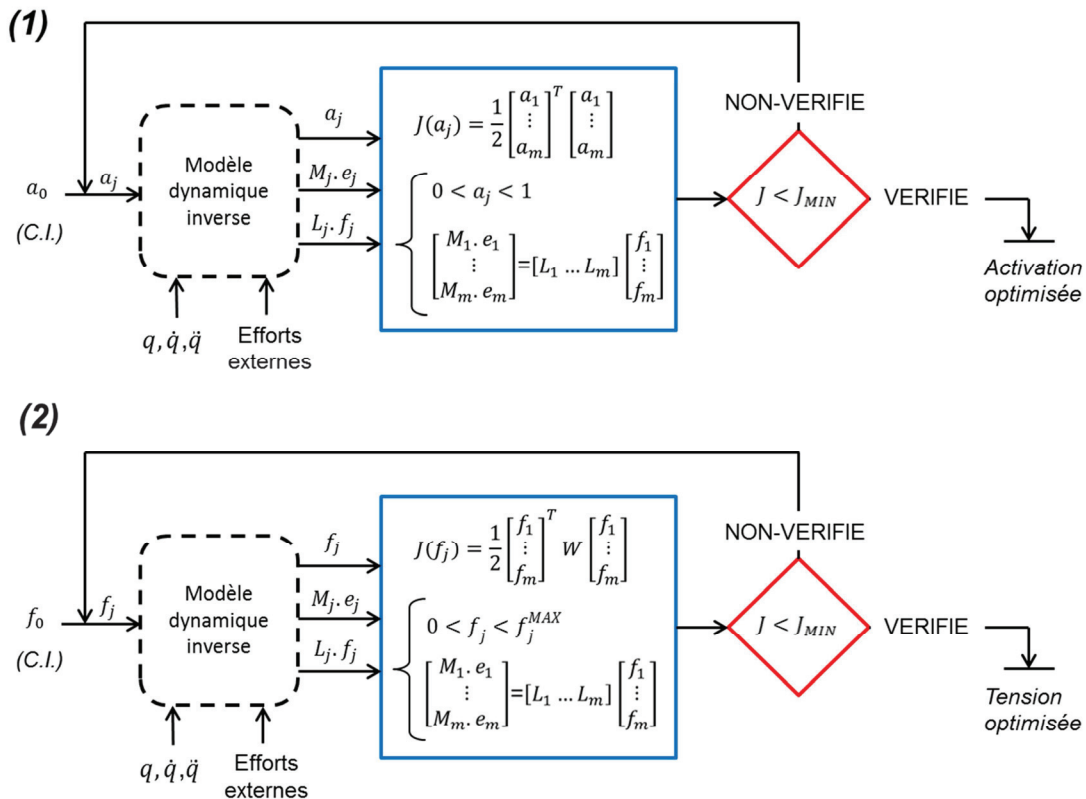


Figure 54 – Optimisations statiques (schémas de principe)

- (1) : par minimisation de la somme des carrés des activations musculaires
(2) : par minimisation de la somme pondérée du carré des tensions musculaires

Le problème d'optimisation est représenté dans le cadre bleu. Il s'agit d'une optimisation sous contraintes : la somme des tensions musculaires multipliées par les bras de levier respectifs pour

d'une articulation doit être égale au couple moteur de cette articulation (contrainte d'égalité). La variable du problème d'optimisation peut être bornée (contrainte d'inégalité), afin d'éviter de converger sur une solution non physiologique.

On rappelle ici qu'en cas de redondance musculaire (c'est le cas du MI), il n'existe pas de solution unique au problème dynamique, puisqu'il comporte plus de variables que d'équations. Le choix de la fonction objectif conditionne directement la répartition des efforts dans les différents actionneurs [21]. Or ce choix est tout à fait arbitraire : pour un même mouvement, il existe donc autant de problèmes d'optimisation statique – et donc de schémas d'activation – qu'il y a de fonctions objectif proposées dans la littérature. *Cheze et al.* [104] détaillent en particulier les optimisations statiques basées sur la minimisation du carré de la somme des activations musculaires, et sur la somme des contraintes musculaires. Dans le premier cas, la variable du problème de minimisation est l'activation; dans le second, c'est directement la tension musculaire (pondérée par la PCSA).

Comme on l'a vu précédemment, le contrôle moteur est dû à l'activation musculaire sous le contrôle du SNC. La fonction objectif est donc à la fois l'image de la commande qu'exerce le système nerveux central sur l'activité musculaire, et de la capacité physiologiques des muscles à fournir un effort. Dans les études, la justification de sa formulation se base essentiellement sur des considérations d'ordre physiologiques propre au SMT : pondération de la contribution de chaque muscle en fonction des forces isotoniques maximales, des volumes musculaires ou des PCSA, ou de la puissance développée. On note qu'il n'existe pas à notre connaissance de fonction objectif pondérant la contribution de chaque muscle par le taux de fibre (un autre des paramètres physiologiques caractéristiques de la capacité motrice de chaque muscle), de même que de paramétrages couplant ces différentes quantités. La littérature ne propose pas non plus de fonction intégrant un paramétrage représentatif d'aspects purement neurologiques (telle que la résistance électrique des unités motrices, par exemple), en raison des difficultés posées par la mise en équation et validation de telles fonctions. Un consensus semble s'être globalement dégagé sur des fonctions objectifs très « mécaniciennes », basées sur la somme des activations, tensions ou contraintes (tension divisée par la PCSA) musculaires au carré. Devant la difficulté d'établir et de valider de telles fonctions, la méthodologie classique consiste à choisir de manière empirique la fonction objectif qui donne les meilleurs résultats en termes de schémas d'activations pour le mouvement étudié (comparés à des mesures EMG, par exemple) [106, 107], rarement sur l'adéquation entre sa formulation numérique et sa définition fonctionnelle ou physiologique [108].

L'analyse de la dynamique musculaire d'un système MSK par une approche multi-corps rigide consiste donc à effectuer une série d'arbitrage, qui portent essentiellement sur :

- La définition des différents éléments constituant les modèles cinématique et dynamique (identifiés dans le tableau 9) ;
- Le mode de calcul de la dynamique musculaire : directe ou inverse ;
- La définition du problème d'optimisation : choix de la variable, de la fonction objectif et des relations de contraintes éventuelles (dans le cas d'une analyse en dynamique inverse) ;
- La méthode de résolution du problème de minimisation (par exemple la gestion des contraintes par multiplicateurs de Lagrange, pénalité ou pseudo-inverse).

Ces choix sont réalisés en fonction des données dont on dispose, du type d'étude que l'on souhaite effectuer (simulation du mouvement ou analyse), de la représentativité de l'activité musculaire

obtenue à l'issue de l'analyse, et de l'efficacité en termes de temps de calcul. Les simulateurs commerciaux ou *open-access* [109, 110] proposent ainsi un ensemble d'options au modélisateur, et on peut considérer, compte tenu du retour d'expérience effectué sur les nombreuses études réalisées, que l'analyse de la dynamique musculaire par méthode inverse, basée sur la minimisation des deux fonctions objectif présentées Figure 54 donne dans l'ensemble des résultats satisfaisants.

b) Limites des Modèles Multi-Corps Rigides

L'approche multi-corps rigide pour la modélisation de système MSK présente néanmoins des limitations à différents niveaux. La première réside dans la modélisation filaire du SMT. Une telle modélisation interdit la représentation de la géométrie réelle des ventres musculaires. Par conséquent, ces modèles ne permettent pas d'estimer les contraintes et déformations locales des tissus, ni de prendre en compte les interactions mécaniques qui existent entre les différents solides dues aux efforts transversaux et tangentiels qui transitent par les aponévroses. Cette approche ne permet pas non plus d'intégrer au modèle les paramètres physiologiques propres au tissu contractile, comme l'orientation et répartition spatiale des fibres. Or on a montré que l'ensemble ces facteurs d'influence conditionnent l'amplitude et l'orientation de la tension musculaire.

La seconde limitation porte sur la mise en équation de la dynamique du système. En multi corps, les paramètres inertiels sont généralement estimés pour chaque segment corporel, sans distinction des organes qui le composent (Cf. paragraphe 1.2.4). Les matrices d'inertie ainsi définies sont ensuite appliquées au CdG de chaque segment, considérés fixes par rapport au squelette. Cela revient à considérer d'une part que la masse segmentaire est uniformément répartie dans le segment (ceci est une approximation au regard de l'hétérogénéité des différents tissus le long des segments, telle que *Dempster* [44] le met en évidence), et d'autre part que cette masse ne se déplace pas par rapport au squelette. Ces masses molles subissent en réalité des déplacements relatifs par rapport aux os : *Schmidt et al* [111] mesurent des déplacements significatifs des centres de masses par rapports aux os (de l'ordre de 3 à 40mm en translation, et de 2.2 à 11.4° en rotation) au niveau de la cuisse et de la jambe pendant la course. *Alonso et al.* [112] et *Pai* [113] montrent que la mobilité des masses molles est le premier facteur d'erreur dans les calculs de dynamique inverse. Cette mobilité peut engendrer une action mécanique significative [114], en l'occurrence une atténuation des chargements appliqués sur le système ostéoarticulaire. Pour prendre en compte cette mobilité, *Gruber et al.* [115] lient les masses aux centres segmentaires par des éléments raideurs/amortisseurs, qui autorisent un mouvement de ces masses par rapport au segment. *Gittoes et al.* [116] proposent aussi un modèle de MI, dans lequel les masses segmentaires sont dissociées en deux composantes, l'une rigide (fixe par rapport au squelette) et l'autre mobile (reliée aux extrémités du segment par des éléments raideurs/amortisseurs en parallèle).

Pour éviter ces erreurs, les auteurs préconisent d'améliorer la définition de la matrice d'inertie. Le premier moyen consiste à dissocier les masses de chaque SMT : l'approche du modèle masse-raideur est conservée, le modèle dynamique reste écrit selon le principe de la Mécanique des Solides. La deuxième possibilité consiste à définir les paramètres inertiels en cohérence avec les lois de la Mécaniques des Milieux Continus. Cela revient à utiliser un modèle dynamique basé sur des méthodes numériques discrètes, comme celle des Eléments Finis. Ces modèles sont désignés dans la

suite comme modèles volumiques déformables. D'un point de vue cinétique, cette approche permet de représenter la distribution spatiale réelle de la masse des tissus mous (en lieu et place de masses et inerties ponctuelles) et ses déplacements locaux.

L'approche volumique déformable permet de prendre en compte les interactions mécaniques entre le solide (par le biais de lois de contact, ou par une modélisation continue de l'ensemble des tissus mous constituant le MI), ce qui est inenvisageable avec une modélisation filaire. En outre, la représentation tridimensionnelle offre de nouvelles possibilités de personnalisation géométrique et physiologiques. Enfin, l'approche permet un accès au comportement local des tissus, par une évaluation des champs de déformation et de contraintes, ou de la répartition de pression de contact.

L'emploi d'un modèle dynamique volumique déformable tel qu'on le décrit dans la suite présente un intérêt double : l'amélioration de la représentativité du comportement mécanique que l'on simule, et l'extension des possibilités d'analyse. Mais sa mise en œuvre nécessite une reformulation complète du problème de mécanique par rapport à l'approche multi-corps, ce qui pose le problème purement logiciel de son intégration dans les simulateurs d'AQM actuels.

1.2.3. Les Modèles Volumiques Déformables

a) Généralités

Notions de Mécanique des Milieux Continus

Par opposition à la Mécanique des Solides, la Mécanique des Milieux Continus [MMC] s'intéresse à l'évolution temporelle des déformations spatiales que subit tout solide sous l'action de chargements mécaniques et à l'étude des phénomènes physiques qui les engendrent. Les lois de la MMC s'efforcent donc de décrire analytiquement les relations qui existent entre les déformations, les contraintes, les propriétés physiques du solide et les forces (volumiques et surfaciques) auxquelles il est soumis.

Considérons un solide Ω (de frontière $d\Omega$), et deux points P et Q appartenant à ce solide définissant un segment matériel \overline{dm} . Si Ω connaît une **transformation géométrique** entre son état initial (Ω_0) et sa configuration à l'instant t (Ω_t), alors il existe une fonction vectorielle $f(\overline{p}_t, t)$, dite fonction de *transformation*, telle qu'en tout point P_0 de Ω_0 , $\overline{p}_t = f(\overline{p}_0, t) \in \Omega_t$.

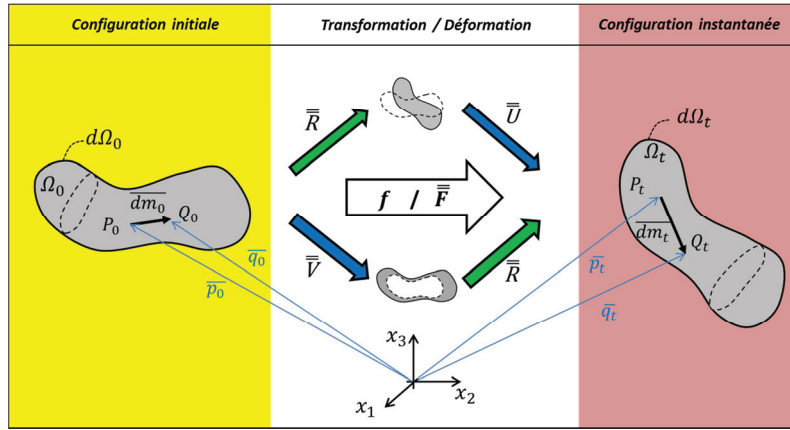


Figure 55 – Transformation géométrique du domaine Ω

Le segment matériel s'écrit à l'issue de la transformation :

$$\overline{dm}_t = \overline{\overline{F}} \cdot \overline{dm}_0 \quad \text{où } \overline{\overline{F}} = \overline{\overline{V}} \overline{\overline{f}} \text{ est le tenseur de transformation}$$

La transformation est la combinaison de la **rotation** du solide dans l'espace et de son **élongation** dans les trois directions. Ces deux contributions apparaissent en écrivant la décomposition polaire du gradient de la transformation :

$$\overline{\overline{F}} = \overline{\overline{V}} \cdot \overline{\overline{R}} = \overline{\overline{R}} \cdot \overline{\overline{U}}$$

où $\overline{\overline{R}}$, $\overline{\overline{V}}$ et $\overline{\overline{U}}$ sont resp. les tenseurs des rotations et des élongations, gauche et droit.

Le tenseur des **déformations de Green-Lagrange** $\overline{\overline{E}}$ s'écrit à partir de la variation de longueur du segment matériel :

$$dm_t^2 - dm_0^2 = \overline{dm}_0^T \cdot 2 \cdot \overline{\overline{E}} \cdot \overline{dm}_0 \quad \text{où } \overline{\overline{E}} = \frac{1}{2} [\overline{\overline{F}}^T \cdot \overline{\overline{F}} - \overline{\overline{I}}]$$

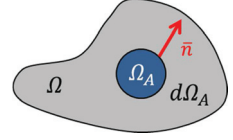
En remplaçant la fonction de transformation par son expression en fonction du **déplacement** $\overline{u}(\overline{p}_0) = \overline{p}_t - \overline{p}_0$, on peut exprimer ce tenseur en fonction de ce déplacement :

$$\overline{\overline{E}} = \frac{1}{2} [\overline{\overline{V}} \overline{\overline{u}} + \overline{\overline{V}}^T \overline{\overline{u}} + \overline{\overline{V}}^T \overline{\overline{u}} \cdot \overline{\overline{V}} \overline{\overline{u}}]$$

La transformation géométrique est due aux forces volumiques \bar{f}_v qui s'appliquent en chaque point du solide, et aux forces surfaciques \bar{t}_s qui s'exercent à sa frontière. L'écriture de l'équilibre statique permet de relier ces efforts avec les **contraintes** :

$$\bar{f}_v = \text{div}(\bar{\sigma}), \text{ tel que } \bar{\sigma} \cdot \bar{n} = \bar{t}_s$$

où $\bar{\sigma}$ est le **tenseur des contraintes de Cauchy**, et \bar{n} la normale à la frontière



Enfin, la **loi de comportement [LdC]** ($\bar{\bar{\bar{A}}}$) exprime la relation entre les champs de contrainte et de déformation. En notation tensorielle, cette relation s'écrit :

$$\bar{\sigma} = \bar{\bar{\bar{A}}}(\bar{\varepsilon}) \quad \text{avec } \bar{\bar{\bar{A}}} \text{ un tenseur d'ordre 4.}$$

Les tenseurs de contraintes et de déformations sont symétriques. On peut donc utiliser la notation de Voigt pour exprimer la LdC sous forme matricielle, afin de faire apparaître les coefficients C_{ijkl} caractérisant le comportement mécanique du solide dans chaque direction de l'espace. La composante élastique des contraintes s'écrit alors :

$$\bar{\sigma} = \bar{\bar{C}} \cdot \bar{\varepsilon} \Leftrightarrow \begin{bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{xy} \\ \sigma_{xz} \\ \sigma_{yz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{xxxx} & C_{xxxy} & C_{xxxz} & C_{xxxy} & C_{xxxz} & C_{xxyz} \\ C_{yyxx} & C_{yyyy} & C_{yyyz} & C_{yyxy} & C_{yyxz} & C_{yyyz} \\ C_{zzxx} & C_{zzyy} & C_{zzzz} & C_{zzxy} & C_{zzxz} & C_{zzyz} \\ C_{xyxx} & C_{xyyy} & C_{xyyz} & C_{xyxy} & C_{xyxz} & C_{xyyz} \\ C_{xzxx} & C_{xzxy} & C_{xzzy} & C_{xzxy} & C_{xzxz} & C_{xzyz} \\ C_{yzxx} & C_{yzyy} & C_{yzzz} & C_{yzxy} & C_{yzxz} & C_{yzyz} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \varepsilon_{xy} \\ \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{yz} \end{bmatrix}$$

où $\bar{\sigma}$, $\bar{\bar{C}}$ et $\bar{\varepsilon}$ sont respectivement les vecteurs des contraintes, des déformations, et la LdC.

La LdC reflète le comportement physique du matériau : en élasticité, l'anisotropie et la non linéarité en fonction du taux de déformation interviennent au travers des coefficients C_{ijkl} . Un très grand nombre de LdC ont été développées, en particulier pour représenter l'élasticité de certains milieux sujets à de grandes déformations. L'utilisation de ces lois, dites *Hyper-Elastiques*, sont indiquées pour représenter le comportement passif des tissus mous. Par ailleurs, la déformation de la structure peut dépendre de paramètres tels que la température ou de l'intensité du champ magnétique auquel elle est soumise. D'où des LdC *multi-physiques* telle que la loi *Thermo-Elastique Linéaire*. Leur mise en œuvre peut représenter une solution pour modifier la rigidité du matériau au cours du temps, et intégrer ainsi une composante active au comportement mécanique du milieu.

L'analyse dynamique consiste à déterminer à chaque instant t et en tout point P de la structure déformable le champ de déplacement $\bar{u}(\bar{p}_t)$ vérifiant le Principe Fondamental de la Dynamique [PFD]. Cet équilibre s'écrit sous la forme de l'équation différentielle suivante :

$$\int_{\Omega} \rho \bar{\gamma} dv_t = \int_{\Omega} \rho \bar{f}_v dv_t + \int_{\partial\Omega} \bar{\sigma} \cdot \bar{n}_t ds_t \quad (\text{eq. 10})$$

où $\bar{\gamma}$ est l'accélération et ρ la masse volumique

dans le respect les conditions aux limites imposées aux frontières du domaine, les conditions initiales, des lois de comportement, et les relations établies entre les différents tenseurs.

Méthodes de résolution numérique du PFD

Il est possible de résoudre analytiquement l'(eq. 10) pour certains problèmes mécaniques simples. Mais dès lors que le problème fait intervenir une géométrie quelconque, un comportement mécanique non linéaire, encore des chargements complexes, cette équation ne trouve pas de solution exacte. Or on se trouve précisément dans ce cas pour l'étude du MI. Il est néanmoins possible de déterminer une solution approchée par une résolution numérique du problème, les équations aux dérivées partielles étant discrétisées au préalable (dans le temps et l'espace) sous la forme d'un système matriciel.

Famille	Méthode	Intérêts	Inconvénients
Avec Maillage	Eléments Finis <i>Finite Element Method</i>	Très répandue en mécanique du solide (ingénierie, recherche) / Robuste / Disponibilité dans de nombreux codes de calcul / large librairie d'éléments et de formulations / Couplage multi physique / Couplage possible avec les autres méthodes / Disponibilité d'un grand nombre de lois de comportement / Représentation des conditions aux limites / Temps de calcul / Précision	Qualité et densité du maillage influençant les résultats / problèmes numériques en fonction des éléments et des formulations (hourglass, locking etc.)
	Masses-Ressorts <i>Mass-Spring Method</i>	Rapide / Facile à implémenter	Faible précision / Résultats dépendant du maillage (régularité, finesse) / Problème d'inversion de volume / Pas de calcul du champ de contrainte / Représentation limitée du comportement non-linéaire / Implémentation dans les codes de calcul
	Différences Finies <i>Finite Difference Method</i>	Méthode historique pour la discrétisation spatiale / Robuste / Rapide / Facile à implémenter	Nécessite un maillage structuré, peu compatible avec les géométries complexes / Résultats fortement dépendant du maillage (régularité, finesse)
	Volumes Finis <i>Finite Volume Method</i>	Largement développée en mécanique des fluides : parfaitement adapté pour un couplage solide/fluide, pour modéliser l'incompressibilité.	Méthode récente en mécanique des solides pour les maillages non structurés : implémentation peu répandue dans les codes de calcul / Problème d'inversion de volume
	Masse-Tenseurs <i>Mass-Tensor Method</i>	Très rapide (reformulation de la MEF pour des éléments linéaires)	Peu répandue / Représentation limitée des lois de comportement non-linéaires
Sans Maillage	<i>Smoothed Particle Hydrodynamics</i>	Représentation de géométries très complexes / Les résultats ne dépendent pas du maillage / Rapidité / Couplage Multi Physique	Développements récents / Implémentation dans les codes de calcul / Peu de lois de comportement disponibles / Nécessite une répartition structurée des particules / Modèles tribologiques / contact / Calculs des forces et des contraintes dans les solides
	<i>Kernel Particule Method</i>		
	<i>Diffuse Element Method</i>		
	<i>Element-Free-Galerkin</i>		
	<i>Natural Element Method</i>		
Autres	<i>Shape Matching Method</i>	Rapidité adapté au calcul quasi-temps réel / Réalisme visuel	Cohérence physique (analyse d'images, sans recours aux équations mécaniques)

Tableau 10 – Méthodes Numérique pour l'analyse de la dynamique de l'appareil locomoteur (d'après Lafon [117])

Dans le Tableau 10, on présente les principales méthodes de résolution numériques utilisées dans la littérature pour la représentation volumique déformable de l'appareil locomoteur. On peut regrouper ces méthodes dans deux familles : les méthodes nécessitant la partition du volume en un nombre fini de cellules (maillage), et les méthodes sans maillage. On note qu'il existe d'autres méthodes permettant de représenter les déformations des tissus mous, basées sur la transformation géométriques des solides (telles que la méthode *Shape-Matching*). Si elles permettent d'obtenir un rendu réaliste, ces approches "graphiques" n'ont pas recours à la résolution des équations d'équilibre : l'évaluation des grandeurs mécaniques n'est pas effectué, ce qui rend ce type d'approche peu compatible avec notre problématique.

Le choix de la méthode pour l'analyse de la dynamique du système MSK consiste à effectuer un compromis entre un ensemble de critères. Les premiers sont d'ordre numérique : précision et stabilité intrinsèque à la méthode, temps de calcul ou encore sensibilité de la solution en fonction de la discrétisation des équations. Au regard des forces et faiblesses des différentes méthodes, la Méthode des Eléments Finis offre la possibilité de nombreuses variations (large bibliothèque d'éléments, de lois de comportement, couplages multi-physiques, etc...) pour s'adapter à la modélisation le système MSK. Compte tenu de la complexité physique du système MSK (grandes déformations et grands mouvements, non-linéarité des matériaux, topologie des solides, problématiques de contact, possibilité de modifier les schémas d'intégrations temporelles en cours de simulation, recours à des méthodes inverses etc.), il est inenvisageable de coder et de valider une approche de modélisation / simulation intégrant l'ensemble des composants élémentaires nécessaire à la modélisation du système MSK. Or la plupart de ces fonctions élémentaires est par ailleurs intégrée dans plusieurs suites logicielles reconnues en modélisation des structures déformables (*open-access* ou commerciaux) pour la Méthode des Eléments Finis. Enfin, outre leur versatilité, leur niveau de validation et l'optimisation de leurs performances de calcul, ces codes offrent également des outils pour le pré/post-traitement.

Analyse dynamique par la Méthode des Eléments Finis

Une analyse mécanique par la Méthode des Eléments Finis passe tout d'abord par la mise en donnée du problème, c'est-à-dire l'écriture sous forme discrète de l'ensemble des équations définissant le problème physique continu telles qu'on les a définies dans le paragraphe *Notions de MMC*. On présente ici les différentes étapes de cette mise en donnée, d'un point de vue modélisateur. Pour de plus amples détails concernant les notions d'analyse numérique, le lecteur est invité à se reporter sur les ouvrages de références et aux manuels théoriques des logiciels. La Figure 56 décrit les différentes étapes de la mise en équation du problème discrétisé.

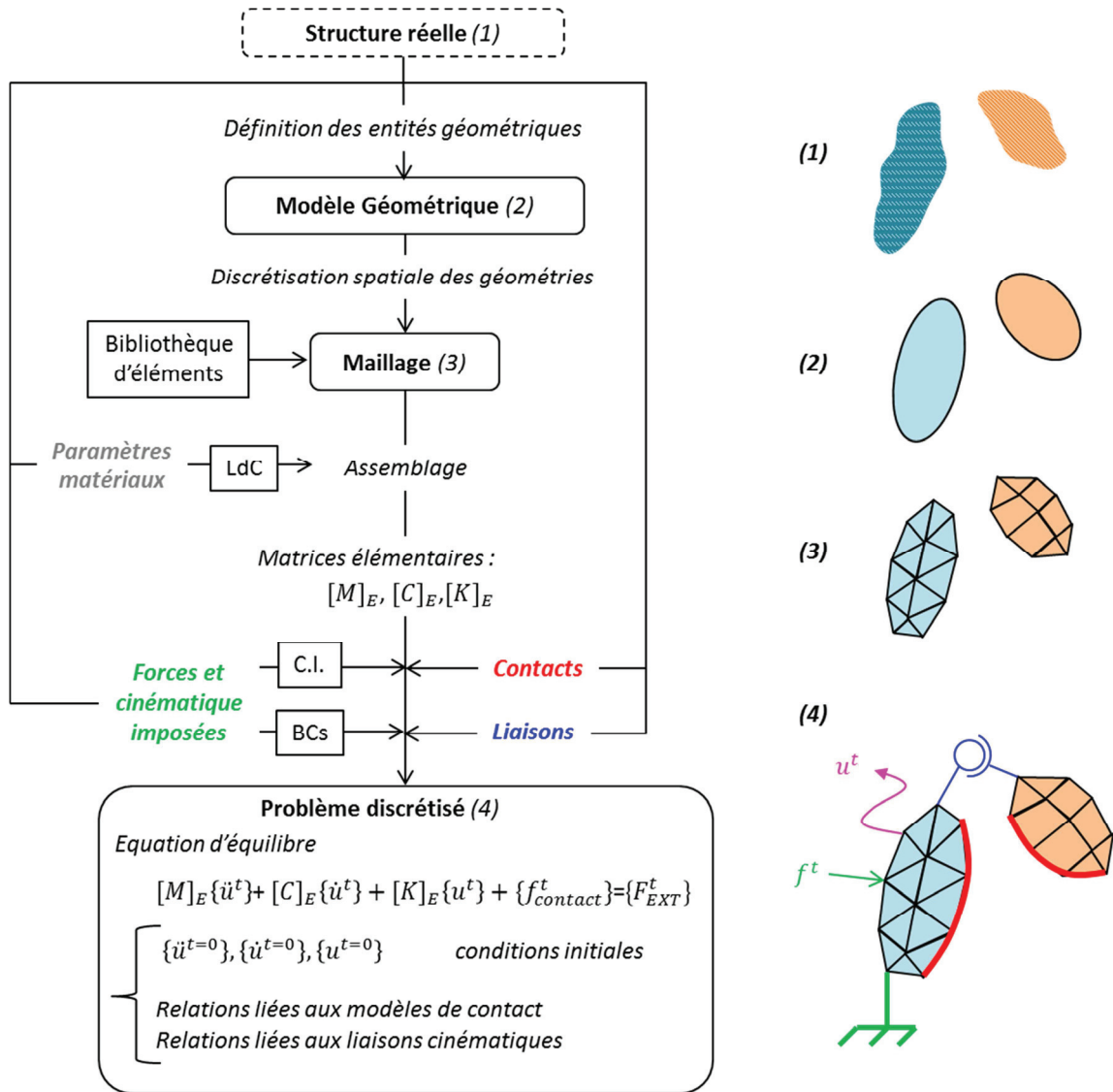


Figure 56 – Etapes de modélisation par la Méthode des Eléments Finis

Où $[M]_E, [C]_E, [K]_E$ sont resp. les matrices de masse, d'amortissement et de raideur élémentaires ;
 $\{\ddot{u}^t\}, \{\dot{u}^t\}, \{u^t\}$ sont les vecteurs accélérations, vitesses et déplacements nodaux à l'instant t

Le problème discrétisé se présente sous la forme d'un système matriciel, dont les inconnues sont les vecteurs déplacements, vitesses et d'accélération nodales. Suivant la sophistication du problème physique, le problème "classique" (Equations d'équilibre/conditions aux limites/lois de comportement) peut être complété par d'autres équations, afin de prendre en compte les non-linéarités dues (par exemple) aux contacts ou aux couplages multi-physiques, ou encore pour corriger des instabilités numériques (l'exemple typique étant la stabilisation des modes *hourglass*).

Pour résoudre ce système, les deux approches d'intégration temporelles suivantes sont utilisées :

- Les méthodes *implicites* consistent à déterminer à chaque pas de temps la solution vérifiant l'équilibre dynamique de la structure. Si le problème est linéaire et en petites déformations (équation d'équilibre du type $\{F_{EXT}\} = [K_E]\{u\}$), la solution est obtenue par l'inversion de la matrice de raideur. La quasi-totalité des problèmes étant non linéaire, la solution est déterminée par la minimisation sous contrainte du résidu en force $RES^{t+\Delta t}$ et en déplacement à chaque pas de temps, généralement par un algorithme de Newton-Raphson. Cette méthode est inconditionnellement stable (la précision de la solution ne dépend pas du pas de temps), et donne une solution respectant au résidu près les équations d'équilibre. Mais elle est peu adaptée aux problèmes présentant de fortes non-linéarités, qui nécessitent un grand nombre d'itérations avant de converger sur une solution respectant les critères d'optimisation. Chaque itération étant coûteuse en temps CPU (en raison de l'inversion de la matrice de raideur en élasticité linéaire) et la convergence de l'algorithme n'étant pas assurée dans la pratique, l'utilisation d'un solveur implicite n'est pas des plus appropriée dans notre cas.
- Les méthodes *explicites* ne font pas intervenir de recherche d'équilibre. On considère ici un schéma numérique centré d'ordre 1 en temps. L'approche consiste à extrapoler les accélérations au pas courant en fonction des champs calculés au pas précédent, puis à estimer les vitesses et déplacements à l'instant suivant. L'intégration des déplacements permet de déterminer les efforts internes à chaque élément. En particulier, l'utilisation d'éléments simples (iso paramétriques bilinéaires) permet de recourir à l'intégration spatiale réduite au centre de l'élément (ce qui maximise l'efficacité du calcul, au détriment de la précision). Les efforts nodaux au pas de temps courant sont finalement obtenus en réassemblant la contribution de chaque élément coïncidant. Cette méthode ne fait intervenir qu'un seul calcul d'inversion, sur la matrice de masse (qui peut être rendue diagonale en concentrant les masses aux nœuds) : la méthode est donc très rapide. Mais l'hypothèse de linéarité qui prévaut à l'extrapolation des champs est conditionnée par la taille du pas de temps. La méthode explicite est donc conditionnellement stable, le pas de temps maximal admissible devant être inférieur à une valeur critique dépendant des géométries et des lois de comportement). Plusieurs méthodes existent pour fixer le pas de temps critiques, comme par exemple, la condition de Courant basée sur la longueur caractéristique de l'élément et de la vitesse de propagation du son dans le milieu.

b) Revue de littérature des modèles volumiques déformables

Comme pour les modèles multi-corps rigide, il n'existe pas de modélisation de référence pour représenter la capacité déformable du système MSK. Chaque choix de modélisation déformable est effectué en fonction des considérations propres à chaque étude, telles que :

- la nature du mouvement ou de la sollicitation mécanique étudiée (statique, dynamique, haute vitesses de sollicitation)
- les données d'entrée et les éléments de validations à disposition (reconstruction géométriques, caractéristiques matériaux...)
- l'échelle d'analyse des grandeurs physiques à quantifier (locales ou globales) et le niveau de résolution requis (précision du calcul)
- les moyens informatiques (i.e. ressources) dont dispose le modélisateur

On trouve ainsi un très grand nombre de modèles volumiques déformables de système MSK dans la littérature (en particulier du MI). Ces modèles présentent une grande diversité en termes d'hypothèses de modélisation et d'approche globale de résolution du problème de dynamique musculaire. Les Tableaux 12 et 13 présentent les principaux modèles de la littérature utilisés dans des contextes comparables au notre, et précisent leurs principales hypothèses constitutives. Les différences entre ces modèles portent essentiellement sur les éléments décrits ci-dessous.

La méthode de résolution discrète du problème dynamique

Dans une très large majorité, la méthode de discrétisation spatiale employée est celle des EF, pour les raisons décrites au paragraphe 1.2.3 a). Des méthodes de résolutions alternatives font néanmoins l'objet de développements, en particulier par les équipes de l'université de Stanford, comme celles des VF ou NQSIF (qui sont des méthodes dérivées de la formulation EF des éléments tétraédrique linéaires), ou des splines d'Hermite (une approche purement géométrique). A l'heure actuelle, ces approches alternatives restent cantonnées à des applications en animation graphique, les contraintes et efforts internes n'étant pas validés. Concernant la résolution temporelle, les auteurs ont recours au schéma d'intégration temporel explicite pour les sollicitations de type "dynamique rapide" ; pour ce qui est simulations de chargements statiques ou quasi-statiques, les solveurs implicites sont généralement utilisés.

La représentation des tissus mous dans le modèle géométrique et leurs interactions

L'analyse du comportement local du SMT nécessite d'effectuer une dissociation des différents organes (tant géométriquement qu'en terme de propriétés mécaniques), et de modéliser les interactions mécaniques entre ces solides. Behr [118], Teran [119], Lee [120], Blemcker [121] ou Howley [122] représentent donc le système SMT par un nombre fini de solides déformables. Behr [118], Howley [122] ou Teran [119] utilisent des modèles de contact pour la transmission des efforts : la représentativité des pressions de contact – et donc des champs de contrainte calculés au voisinage des surfaces de contact – dépend des paramètres du modèle tribologique choisi, de la conformité des surfaces en contact (i.e. de la congruence des enveloppes externes des solides) et de la qualité du maillage volumique sous-jacent aux contacts. Cette approche par éléments de contact est

couramment utilisée, parce qu'elle présente un compromis intéressant entre sa facilité de mise en œuvre (il suffit de définir les surfaces de contact dans le modèle), et la capacité à reprendre des efforts radiaux dus au phénomène de "globulisation" des muscles. Mais une "simple" relation de contact ne permet pas de représenter de façon réaliste la transmission des efforts entre les organes, ces forces transitant indirectement par le milieu dit *interstitiel*. Wu [123] a recours à un maillage des tissus interstitiels associé à une loi de comportement. Mais eut égard à la configuration microscopique de ce tissu – à la fois fibreux et fortement hétérogène [124] – la caractérisation des propriétés physiques et leur intégration dans un modèle de comportement mécanique est difficile à réaliser. Les auteurs approchent ce comportement en considérant le milieu homogène, et en utilisant les propriétés matériau de la graisse dans la LdC. Par ailleurs, cette méthode implique l'emploi d'un maillage très fin et de bonne qualité (des efforts importants étant transmis par l'intermédiaire de couches d'éléments de faible épaisseur), sous peine d'instabilités numériques. Or la topologie même de la zone à mailler rend cette tâche difficile : Lee [120] utilise un maillage continu du système SMT, mais ne distingue pas les muscles des autres tissus mous. La mise en œuvre de cette approche reste réservée aux modèles présentant peu d'accidents de forme et simulant un mouvement articulaire de faible amplitude pour minimiser la déformation locale des éléments (comme en 2D, sur le modèle de pied de Wu [123], ou au niveau de la hanche dans le modèle de Jolivet [125]).

Une telle distinction géométrique des solides n'est pas requise dès lors qu'on s'intéresse au comportement mécanique macroscopique du système MSK. C'est par exemple le cas dans l'étude de la réponse en choc latéral de Soni [126], ou dans les modèles d'Untaroiu [127] ou Fernandez [128] : l'ensemble des tissus mous est modélisé de manière continue, sans différenciation des organes. Si ces modèles sont simples à générer, ils ne sont représentatifs qu'au niveau de la répartition spatiale des masses molles, et les champs calculés dans ces tissus n'ont pas de signification physique. Cette approche n'est donc pas exploitable dans le cadre d'une analyse précise du comportement du SMT, comme pour l'AQM.

La modélisation du comportement musculaire

La représentativité du comportement mécanique du tissu musculaire est une des principales problématiques de ce type de modèle. Un grand nombre de LdC permettent de représenter le comportement passif, tel qu'on la décrit au paragraphe 1.1.3. b) : la composante élastique est généralement représentée par une loi Hyper-Elastique (de type *Ogden* ou *Mooney-Rivlin*), éventuellement complétée par une composante visqueuse, dans le cas où de sollicitations à haute vitesse. La matrice passive est considérée incompressible et isotrope (en première approximation, l'anisotropie du tissu étant essentiellement due à la contraction des fibres) ; néanmoins de plus en plus d'études utilisent une loi isotrope transverse, afin de rendre compte de l'anisotropie du tissu musculaire non contracté, orthogonalement aux fibres. La sophistication de la loi de comportement utilisée pour la partie passive dépend ainsi de la vitesse de sollicitation de la structure [66], et des moyens de caractérisation expérimentale des propriétés matériaux à disposition. Le tableau 14 présente les principaux modèles musculaires volumiques déformables à capacité contractile utilisés dans la littérature. On note cependant que l'amélioration de la représentativité physiologique du modèle musculaire numérique ne passe pas nécessairement par la complexification de la LdC. En effet, le choix du schéma d'intégration temporel (implicite ou explicite), les caractéristiques de la

discretisation spatiale (finesse et qualité du maillage) ou encore le choix des éléments (type, formulation, intégration complète ou réduite...) influencent de manière significative la simulation, en termes de précision et de temps de calcul. La complexité de la LdC pose par ailleurs la problématique de la caractérisation de ses paramètres, comme on le présente dans le chapitre suivant. Cela explique le nombre croissant des développements portant sur les méthodes de résolution, au regard du nombre quasi constant des LdC implémentées dans les codes commerciaux.

L'application des efforts musculaires dans le modèle.

Nous avons montré que la réponse mécanique du système MSK est conditionnée au premier ordre par l'ensemble des efforts internes développés par le SMT. Les conditions d'application de ces forces musculaires constituent donc une caractéristique fondamentale de ces modèles, dits *actifs*. Ici encore, l'approche utilisée dépend du type d'étude que l'on effectue. L'imposition des forces directement sur le squelette au niveau des surfaces d'insertions en tant que comme condition aux limites reste la méthode la plus simple, le SMT n'étant pas représenté. Mais cette approche nécessite une connaissance précise du champ vectoriel des forces développées par chaque muscle (donnée difficilement mesurable *in-vivo*), et ne prend pas en compte les effets volumiques : elle reste donc réservée à l'étude du comportement de systèmes ostéo-articulaires en stabilisation active [4]. Le modèle de Hill étant développé dans certains codes de calcul en tant que loi de comportement affectée aux éléments « poutre », la deuxième approche consiste à représenter les muscles à l'aide de simples câbles, comme dans les études de *Soni* [129, 126], *Untaroiu* [127] et *Fernandez* [128].

Cette approche est strictement identique à la modélisation du SMT dans les modèles multi-corps, et présente donc les mêmes limitations : elle est donc insuffisante pour notre application. Mendes [130] met en œuvre un modèle mixte { éléments « coques » pour l'enveloppe des muscles + poutres de Hill pour les fibres }, permettant de simuler une flexion de jambe, ce qui démontre la possibilité de transmettre un effort transversalement à la section des actionneurs. Mais étant donné que seule l'enveloppe du muscle est alors représentée, cette approche ne permet pas de prendre en compte la conservation du volume musculaire, ni de calculer les contraintes et déformations au sein du tissu.

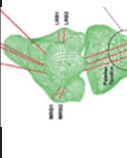

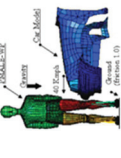


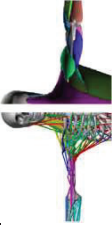



Une modélisation mixte des muscles associant des poutres actives à un maillage volumique permet de prendre en compte les interactions mécaniques dues à la "globulisation", et la propriété isochore des solides. *Howley* [122, 131] utilise un faisceau de poutres tendues entre les surfaces d'insertion musculaires, auxquelles sont affectées un modèle de comportement de Hill pilotant la contraction (ce qui nécessite la connaissance des paramètres personnalisés du modèle de Hill pour chaque muscle). *Behr* [132, 118] déploie une approche similaire, mais avec un modèle de comportement thermoélastique linéaire à un seul paramètre (le coefficient de dilatation volumique) : la variation de longueur des poutres, assimilable à la contraction des fibres, est conditionnée par la température imposée aux nœuds du maillage. La limite de cette approche provient de l'aspect « maillage armé », les fibres (c'est-à-dire les arrêtes des éléments volumiques) devant être orientées parallèlement à l'axe de travail principal du muscle : si cette approche est parfaitement adaptée aux muscles fusiformes, elle pose question concernant les muscles pennés. La méthodologie mise en œuvre par l'équipe de Stanford [119, 65] ne nécessite pas d'avoir recours à un maillage des fibres fusionné avec celui des éléments volumiques : la contraction des fibres est appliquée par interpolation directement

aux nœuds des éléments. Cela leur permet d'utiliser des éléments tétraédriques (avec tous les avantages que cela représente en termes de possibilité de maillage rapide et automatisé de formes complexes), et de contracter les muscles suivant l'orientation réelle des fibres. Mais cette approche, non implémentée dans les codes de calcul majeurs, est complexe en termes de programmation, et lourde en temps de calcul.

Le mode de calcul de l'activité musculaire

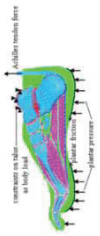



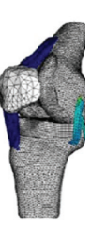


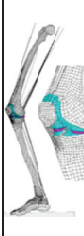

La nature du couplage entre le calcul des efforts musculaires et le calcul des déformations conditionne la finesse du maillage et le choix de la formulation des éléments. Si l'étude souhaitée porte sur l'analyse de la réponse du système en fonction de chargements préétablis (*Beillas* [4], *Halloran* [133], *Akbarsahi* [134]), il n'est pas nécessaire d'avoir recours au couplage du modèle déformable avec un modèle MCR. La résolution par Eléments Finis n'étant pas intégrée au sein d'un processus itératif, le modèle déformable peut être maillé avec une finesse importante. En revanche, dans le cas où le modèle déformable est intégré à la boucle d'optimisation (couplage fort ou « co-simulation »), il est impératif de minimiser sa taille et de maximiser sa robustesse, pour d'évidentes raisons de temps de calcul et de convergence de l'algorithme d'optimisation de l'activité musculaire.

Enfin, les choix de modélisation sont encore conditionnés par les approches utilisées pour ***personnaliser*** la géométrie et les propriétés mécaniques et physiologiques du modèle déformable. Cette problématique fait l'objet du chapitre suivant.

Etude		Méthode de résolution	Couplage modèle MCR	Interactions entre solides	Comportement musculaire		Personnalisation			Evaluation
					Passif	Actif	Géom.	Méca.	Physio.	
AKBARSHAHI 2014 [134]		EF (Quasi Statique)	NON	Contact Maillage discontinu	NON	OUI	OUI N=4	NON	NON	Dynamique
HOWLEY 2014 [122]		EF (Quasi Statique)	NON	Contact Maillage discontinu	Hyper Elastique Isotrope	OUI	OUI	OUI	OUI	Statique
SONI 2011 [126]		EF (Dynamique)	NON	Contact Maillage Continu	Hyper Elastique Isotrope	OUI	OUI N=1	NON	NON	Dynamique
MENDES 2010 [130]		EF (Dynamique)	NON	NON	Hyper Elastique (Ogden)	OUI	NON	NON	NON	NON
REHORN 2010 [135]		EF (Quasi Statique)	NON	NON	Hyper Elastique Isotrope transverse	OUI	OUI N=1	NON	OUI	NON
LEE 2009 [120]		EF (Dynamique)	OUI	Maillage continu	Hyper Elastique Isotrope transverse	OUI	OUI N=1	NON	NON	NON
JOLIVET 2009 [125]		EF (Quasi Statique)	NON	Contact Maillage Continu	Hyper Elastique Isotrope	OUI	OUI N=11	OUI	NON	Statique
BLEMKER 2008 [136]		EF (*) (Quasi Statique)	OUI	Contact Maillage discontinu	Hyper Elastique Isotrope transverse	NON	OUI N=1	NON	OUI	NON
SVERDLOVA 2008 [137]		EF (Quasi Statique)	OUI	NON	Aucun	OUI	OUI N=1	NON	NON	Statique

(*) New Quasi Statique Invertible Formulation – Géom. : Géométrie – Méca. : Mécanique – Physio. : Physiologique.

Tableau 11 – Modèles Volumiques Déformables de Systèmes MSK (1)

Etude		Méthode de résolution	Couplage Modèle MCR	Interactions entre solides	Comportement musculaire		Personnalisation			Evaluation
					Passif	Actif	Géom.	Méca.	Physio.	
WU 2007 [123]		EF (Quasi Statique)	NON	Maillage continu	Hyper Elastique (Mooney Rivlin) - Quasi incompressible	NON	OUI	NON	NON	NON
BEHR 2006 [118]		EF (Dynamique)	NON	Contact Maillage discontinu	Elastique Orthotrope	OUI	OUI N=1	OUI	NON	in-vivo
BELMKER 2006 [121]		EF (Quasi Statique)	OUI	Contact Maillage discontinu	Hyper Elastique Isotrope transverse	OUI	OUI N=1	NON	OUI	in-vivo
UNTAROIU 2005 [127]		EF (Dynamique)	NON	Contact Maillage Continu	Hyper Elastique Isotrope	OUI	OUI N=1	OUI	NON	in-vitro
HALLORAN 2005 [133]		EF (Dynamique)	OUI	Contact	NON	NON	NON	NON	NON	in-vivo
TERAN 2005 [119]		VF (**) (Dynamique)	OUI	Contact	Hyper Elastique Isotrope transverse	OUI	OUI N=1	NON	OUI	NON
FERNANDEZ 2005 [128]		EF (#) (Quasi Statique)	NON	Contact Maillage discontinu	Elastique Orthotrope	OUI	OUI N=1	NON	OUI	NON
BEILLAS 2004 [4]		EF (Dynamique)	OUI	Contact	Aucun	OUI	OUI N=1	OUI	OUI	in-vivo
NG-THOW-HING 01 [138]		EF (Quasi Statique)	NON	Contact Maillage Continu	Viscoélastique Orthotrope	OUI	OUI N=1	OUI	OUI	in-vitro

(**) Reformulation des éléments finis pour des éléments tétraédriques linéaires – (#) splines d'Hermite N : Nombre de géométrie évaluées dans l'étude

Tableau 12 – Modèles Volumiques Déformables de Systèmes MSK (2)

Etude	Muscle(s) étudié(s)	Application		Type élément	Comportement Musculaire		Eval.
					Passif	Actif	
CHI 2010 [139]	Géométrie simple	Analyse du comp. (*) musculaire	Etude des déformations de l'aponévrose	Q4	H.E. Isotrope Transverse (polynomial quadratique) - Quasi Incompressible	$f(a, l_M)$	<i>in-vivo</i>
GRAS 2011 [66]	Sternocleid-mastoideus (isolé)		Caractérisation matériau (composante passive)	H8	H.E. (Ogden ordre 1) - Modèle exponentiel	NON	<i>in-vitro</i>
LIU 2004 [140]	Blanc de poulet (isolé)		Caractérisation matériau (composante passive)	Q4 axi sym.	H.E. - Arruda Boyces - Quasi Incompressible	NON	NON
MARTINS 1997 [141]	Biceps Brachial (isolé)		Développement d'un modèle de comportement	Q8	H.E. Isotrope Transverse (Humphrey & Yin) - Incompressible	$f(a, l_M)$	NON
OOMENS 2003 [142]	Tibialis antérieur (isolé)		Développement d'un modèle de comportement	H8	Hyper Viscoélastique - Neo Hookeen - Incompressible	$f(l_M)$ Modèle de Huxley	<i>In-vivo</i>
YUCESOY 2002 [143]	Géométrie simple		Etude des transferts d'efforts à l'échelle cellulaire	H8	H.E. - Incompressible	$f(a, l_M)$	NON
NAZARI 2013 [144]	Muscle orbiculaire de la bouche		Etude du comportement actif	H8	H.E. Isotrope Transverse - Quasi Incompressible	$f(a, l_M, -\dot{l}_M)$ Modèle de Feldman	NON
HODGSON 2012 [145]	Géométrie simple		Etude comparative du comportement passif	H8	3 modèles de comportements : 1/ hydrostatique 2/ H.E. Isotrope Transverse 3/ Elastique anisotrope	$f(a, l_M)$	NON
BOSBOOM 2001 [146]	Tibialis Antérieur (coupe transversale)		Caractérisation matériau (composante passive)	Q4	Modèle Viscoélastique - Ogden (ordre 3)	NON	<i>in-vitro</i>
BELMKER 2006 [121]	Vaste Intermédiaire, Rectus Femoris (différenciés)		Etude de l'hétérogénéité du tissu musculaire	H8	H.E. - Isotrope Transverse - Quasi Incompressible	$f(a, l_M, -\dot{l}_M)$	<i>Litt.</i>
JOHANSSON 2000 [147]	Géométrie simple		Développement d'un modèle de comportement	H8	H.E. (Mooney Rivlin deg. 3) - Quasi Incompressible	$f(a, l_M, -\dot{l}_M)$	<i>Litt.</i>
CHEN 2001 [148]	Muscles du pied (indifférenciés)	AQM	Etude des déformations de l'aponévrose	T4	Elastique Linéaire Isotrope	NON	NON
STAVNESS 2012 [149]	Muscles de la langue		Analyse de la marche	H8	H.E. (Mooney Rivlin) - Quasi Incompressible	$f(a, l_M, -\dot{l}_M)$	<i>in-vivo</i>
BLEMKER 2008 [136]	Gluteus maximus (isolé)		Calcul des activations musculaires	H8 - T3	H.E. - Isotrope Transverse - Quasi Incompressible	NON	NON
OBERHOFER 2009 [150]	Muscles du MI (solides différenciés)		Etude comparative de méthode de résolution	H8	NON	NON	<i>in-vivo</i>
BEHR 2006 [118]	Muscles du MI (différenciés)	Dynamique Rapide (choc)	Application graphiques	H8 - Springs - Q4	Elastique - Orthotrope	$f(a, l_M, -\dot{l}_M)$	<i>in-vivo</i>
SONI 2011 [126]	Muscles du MI (Indifférenciés)		Analyse de l'influence de la contraction en freinage d'urgence	H8 + B2	NON	$f(a, l_M, -\dot{l}_M)$	<i>in-vitro</i>

H.E. : Hyper Elastique – Litt. : Données de la littérature (*) comp. = comportement

Tableau 13 – Modélisation Volumique Déformable du muscle squelettique

1.2.4. Personnalisation des modèles, et techniques de validation *in-vivo*

La mise en donnée de ces modèles nécessite le paramétrage de toutes les entités élémentaires en fonction de données biomécaniques caractéristiques de la géométrie et du comportement mécanique des tissus modélisés. L'utilisation de données *génériques* permet d'évaluer la réponse mécanique propre à une catégorie de population donnée. Par le biais d'études de sensibilités, ces données permettent de quantifier la variabilité des grandeurs mécaniques d'intérêt de manière statistique, en fonction des dispersions observées au sein des différentes populations [151]. Cette approche est mise en œuvre pour réaliser la conception, l'homologation où l'évaluation comparative des performances des structures mécaniques standardisées en interface avec le corps humain : l'exemple typique étant le design des habitacles automobiles et des éléments de sécurité passive (ces structures ayant pour fonction la protection des occupants des véhicules, quel que soit leur morphotype).

Par définition, les grandeurs génériques ne sont pas représentatives des particularités de chaque individu. Ces données ne sont donc pas utilisables directement dans les cas d'études requérant l'évaluation du comportement mécanique propre à un sujet. Cette situation apparaît généralement dans le cadre d'examens médicaux (les modèles sont alors utilisés comme aide au diagnostic), où pour la conception d'appareillages orthopédiques adaptés au patient. Dans ces cas de figure, les modèles génériques doivent nécessairement être adaptés en fonction de données spécifiques au sujet étudié.

Personnalisation des modèles MCR

Le Tableau 14 établit le lien entre les paramètres des modèles multi-corps et les différentes sources possibles pour les quantifier. Le recours à des données d'imagerie médicales (CT-Scan, IRM) permet la réalisation d'un modèle géométrique de surface parfaitement représentatif du patient. Les enveloppes externes sont reconstruites à partir de l'identification des organes sur les images (déterminés par analyse par niveaux de gris, ou par segmentation manuelle), et il est possible d'augmenter l'information utile en identifiant la position des points caractéristiques du squelette et des sites d'insertions des muscles et des ligaments. Le LBMC a développé des outils de reconstruction géométrique permettant de réaliser des reconstructions de ce type [152]. Connaissant la surface externe et la répartition de masse volumique au sein de chaque tissu, on calcule alors le volume, la masse, les moments d'inertie et les centres de gravités de chaque organe, puis des segments [153]. Le paramétrage géométrique des segments corporels est réalisé à partir des points caractéristiques du squelette, de même que la définition des liaisons cinématiques. La position des sites d'insertions permet de placer les muscles et ligaments dans le modèle, et de déterminer les lignes d'actions.

Pour des raisons logistiques, liées à la disponibilité des appareils d'imagerie et à la complexité tant du processus d'acquisition que du post-traitement, ces données sont difficilement accessibles. Dans ce cas, la personnalisation peut être réalisée uniquement sur les bases de données anthropométriques, en utilisant une table de régression à partir d'un nombre limité de paramètres facilement mesurables (tels que le sexe, la masse et la taille du sujet). Plusieurs tables existent dans la littérature [29, 154, 155, 156, 157, 158], et cette méthode est très largement employée, malgré l'incertitude que son utilisation engendre sur la représentativité des paramètres calculés.

niveau de personnalisation	Source	Paramètre	Paramètres du modèle multicorps
++	Imagerie (IRM, CT-SCANN) + reconstruction géométrique	Masses segmentaires	Paramètres inertiels des segments
+	Table de régression		
++	Imagerie (IRM, CT-SCANN) + reconstruction géométrique	Inerties segmentaires	Paramétrage géométrique des segments
+	Table de régression		
++	Imagerie (IRM, CT-SCANN) + reconstruction géométrique	CdG segmentaires	Relations de contraintes cinématiques
+	Table de régression		
++	Imagerie (IRM, CT-SCANN) + identification manuelle	Points caractéristiques liaisons	
+	Table de régression		
++	Imagerie (IRM, CT-SCANN) + identification manuelle	Insertions ligamentaires	
+	Table de régression		
++	Imagerie (IRM, CT-SCANN) + identification manuelle	Insertions musculaires	
+	Table de régression		
++	Imagerie (Echographie, IRM)	Angles de pennation muscles	
-	Littérature		
++	Imagerie (Echo-Elastographie)	caractéristiques mécaniques SMT (actives)	Modèles rhéologiques du SMT
++	Ergomètre		
-	Littérature		
++	Echo-Elastographie	caractéristiques mécanique SMT (passive)	
++	Ergomètre (in-vivo)		
++	Mesure externe (in vitro)		
-	Littérature		
++	Echo-Elastographie	caractéristiques mécaniques ligaments	
-	Littérature		
++	Ergomètre	caractéristiques mécaniques des articulations	
-	Littérature		Raideurs articulaires

Tableau 14 – Paramétrage des modèles multicorps

(++) : Personnalisation idéale du paramètre (+) : Incertitude sur les conditions d'accès à la donnée

(-) : Donnée non personnalisée

Personnalisation géométrique des modèles volumiques déformables

La personnalisation d'un modèle volumique pour n géométries distinctes consiste à générer un maillage conforme au morphotype du sujet étudié, c'est-à-dire conforme au modèle géométrique construit sur la base des données d'imagerie propre au sujet. On peut procéder suivant les deux approches décrites dans le Tableau 15.

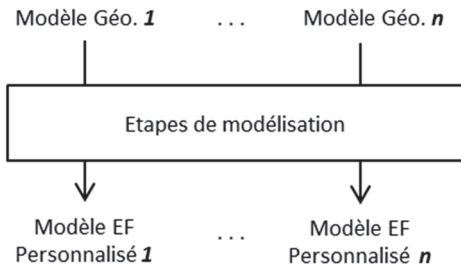
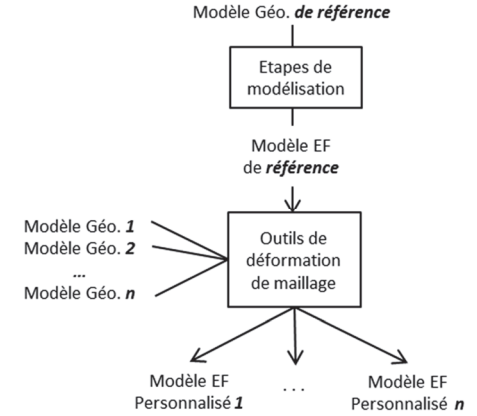
	Approche 1 : Génération des n modèles personnalisés	Approche 2 : Déformation d'un modèle de référence sur les n géométries
Principe de personnalisation géométrique	<p>Il s'agit de développer pour chaque géométrie toutes les étapes de modélisation décrites Figure 56.</p> 	<p>Il s'agit de créer un modèle de référence de la structure étudiée (conformément à la Figure 56), puis d'adapter ce maillage à chacune des n définitions géométriques.</p> 
Intérêts	<ul style="list-style-type: none"> - Flexibilité en termes de finesse de maillage, de numérotation de mailles et d'hypothèses de modélisation. - Le maillage épouse exactement la géométrie souhaitée (pas d'écarts par rapport à la géométrie personnalisée, aux erreurs opérateur près). - approche adaptée à tout type de géométrie. 	<ul style="list-style-type: none"> - Mise en œuvre rapide, permettant de générer facilement un grand nombre de modèles (adaptée aux études de sensibilité). - Le LBMC dispose d'outils basés sur les méthodes de <i>krigeage</i> : leur mise en œuvre a été éprouvée dans les contextes industriels et de recherche dans le cadre des projets européens PIPER² et VUDEGFEM³.
Inconvénients	<ul style="list-style-type: none"> - La réalisation de chaque modèle est fastidieuse, les tâches décrites Figure 56 étant généralement effectuées manuellement par un modélisateur expérimenté. - L'accélération du processus de personnalisation géométrique passe par une automatisation partielle ou complète de l'ensemble des étapes élémentaires de modélisation. 	<ul style="list-style-type: none"> - Nécessite le développement d'outils de déformation de maillage. - Approche peu adaptée aux très grandes variations morphologiques (la géométrie cible doit être suffisamment proche de la géométrie de référence). - Aucune variation topologique n'est tolérée par rapport au modèle générique. - Erreurs entre le maillage déformé et le modèle géométrique cible, dépendant de la méthode de déformation et de la nature de la transformation géométrique (peut nécessiter une correction manuelle des maillages pour assurer un modèle opérationnel). - La numérotation du maillage personnalisé est identique à celle du modèle de référence : le maillage et toutes les entités du modèle liés à la numérotation sont donc fixes. - Les résultats de toutes les simulations dépendent fortement de la validité du modèle de référence au regard des sollicitations appliquées.

Tableau 15 – Approches de personnalisation géométriques de modèles volumiques

Personnalisation des caractéristiques mécaniques et physiologiques pour les modèles volumiques

La caractérisation mécanique des tissus mous fait l'objet de nombreux travaux disponibles dans la littérature. Il s'agit principalement d'essais *in-vitro* sur pièces anatomiques, qui permettent de renseigner les composantes passives des modèles de comportement. La caractérisation des

² PIPER: Position and Personalize Advanced Human Body Models for Injury. European funded Collaborative Project SCP3-GA-2013-605544

³ VUDEGFEM : Vulnerable Road Users: Detailed Geometry and Finite Element Models for Impact Conditions. Marie Curie international Reintegration Grant MIRG-CT-2006-036595

propriétés mécaniques *in-vivo* est une tâche plus difficile à mettre en œuvre, en raison de l'invasivité des dispositifs de mesure de la force musculaire dont on a fait état au chapitre précédent. Dans ce domaine, l'élastographie ultrasonore par onde de cisaillement est une approche novatrice et encourageante [28, 159] car non invasive. Cette technique consiste à déterminer l'élasticité des tissus par la mesure de la vitesse de propagation d'une onde ultrasonore appliquée superficiellement à la zone d'intérêt, la théorie de la propagation des ondes mécaniques dans un milieu continu homogène isotrope établissant une relation simple entre la vitesse de propagation de l'onde (c , mm.s^{-1}), la densité (considérée proche de celle de l'eau : $\rho = 1000 \text{ kg.m}^{-3}$) et le module d'élasticité transverse des tissus (MPa) :

$$G = \rho c^2 \quad (\text{eq. 11})$$

Cette approche permet de quantifier en temps réel la vitesse de propagation de l'onde de cisaillement dans des organes internes *in-vivo* dans une fenêtre d'acquisition 2D (Cf. Figure 57), y compris celle des organes profonds. Et donc de proposer une évaluation du module d'élasticité sur la base des hypothèses sur le milieu. Par ailleurs, couplée à l'échographie, il est possible de mener une analyse qualitative des images pour localiser les tissus de différentes natures (muscles, tissus adipeux, aponévroses, os...) et ainsi mettre en évidence l'orientation des fibres musculaires. Cette méthode a été utilisée [160] pour estimer des propriétés viscoélastiques du *biceps brachial* (un muscle du membre supérieur, i.e. une configuration similaire à celle du MI) pour plusieurs niveaux de contraction musculaires. Placer la sonde suivant plusieurs positions angulaires par rapport à l'axe des fibres permet d'évaluer l'anisotropie des propriétés mécaniques [161]. Cette méthode est ainsi utilisée pour la caractérisation des propriétés mécaniques des muscles de l'appareil locomoteur, dans le cadre d'application cliniques.

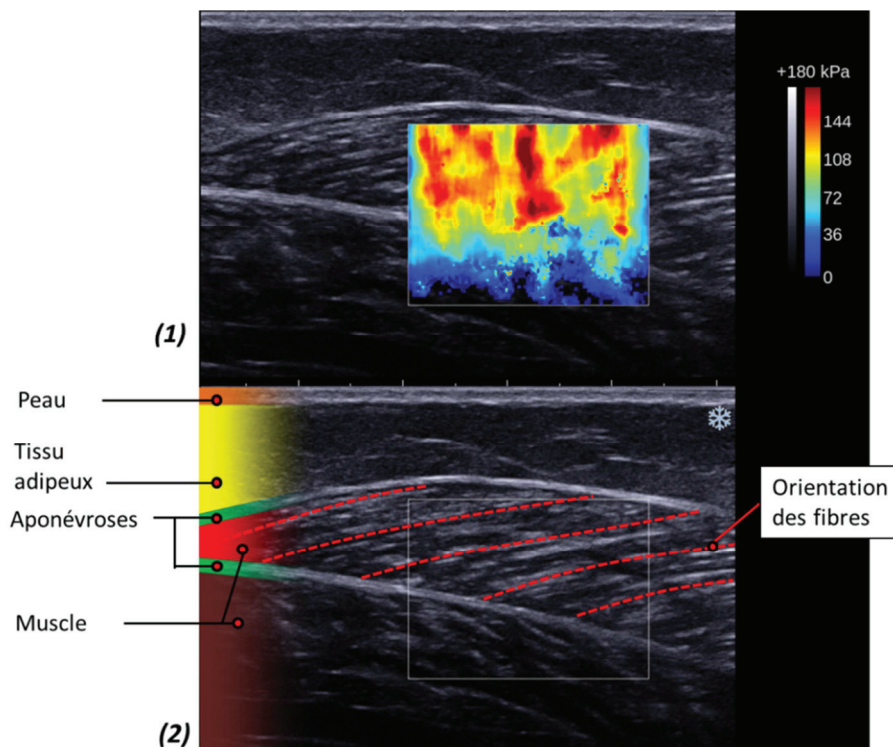


Figure 57 – Analyse des données EE pour la personnalisation des modèles
(1) – Module de cisaillement transverse (MPa) – (2) Identification des tissus et orientation des fibres

1.2.5. Bilan

La simulation des mouvements, mais aussi l'analyse du comportement biomécanique du corps humain nécessite le développement et la mise en œuvre de modèles numériques du système MSK.

La sophistication de ces modèles est conditionnée par les besoins des études pour lesquels ils sont développés. Ainsi, les choix en termes d'approche globale et d'hypothèses de modélisation élémentaires sont effectués en fonction du type de grandeur mécanique que l'on souhaite quantifier par le biais de la simulation, et du niveau de résolution que l'on souhaite atteindre sur chacune de ces quantités.

Compte tenu de la variété des domaines d'application des modèles biomécaniques (Analyse Quantifiée du Mouvement, étude du comportement du corps humain en crash, dimensionnement mécanique d'objets en interaction avec le corps humain, analyse du fonctionnement physique des tissus biologiques, simulation du mouvement visuellement réaliste pour la génération d'images de synthèses, etc...), la littérature comporte un très grand nombre de modèles.

Si les modèles multi-corps rigides associés à une représentation des muscles par une approche filaire couplée au calcul de la dynamique musculaire par méthode inverse est la méthodologie la plus répandue pour l'AQM, ces modèles présentent des limitations, portant sur les capacités de personnalisation et le manque de représentativité due à la non prise en compte des effets volumiques engendrés par les déformations des tissus mous au cours du mouvement.

Il est donc nécessaire d'améliorer les capacités prédictives de ces modèles. L'état de l'art présenté dans ce chapitre nous permet :

1/ de démontrer quel intérêt que peut apporter un couplage entre la modélisation de la dynamique musculaire avec un modèle "volumique déformable à capacité contractile du tissu musculaire", et quels sont les tenants et aboutissants du développement d'un tel modèle.

2/ d'identifier quelles hypothèses de modélisation ont été utilisées par les différents auteurs s'intéressant à des problématiques similaires à la nôtre, et de quantifier qualitativement les intérêts et inconvénients de chaque solution possible.

3/ de mettre en évidence l'importance de la personnalisation des paramètres biomécaniques de ces modèles en fonction de données in-vivo, sur un plan géométrique, mécanique et physiologique.

On se propose donc de développer un ensemble d'outils permettant de générer une telle modélisation couplée. Sa conception est conditionnée par le contexte pluridisciplinaire dans lequel elle sera déployé : le diagramme fonctionnel présenté Figure 58 replace le modèle voulu dans cet environnement, afin d'identifier précisément l'ensemble des fonctions et de contraintes qui conditionne son développement.

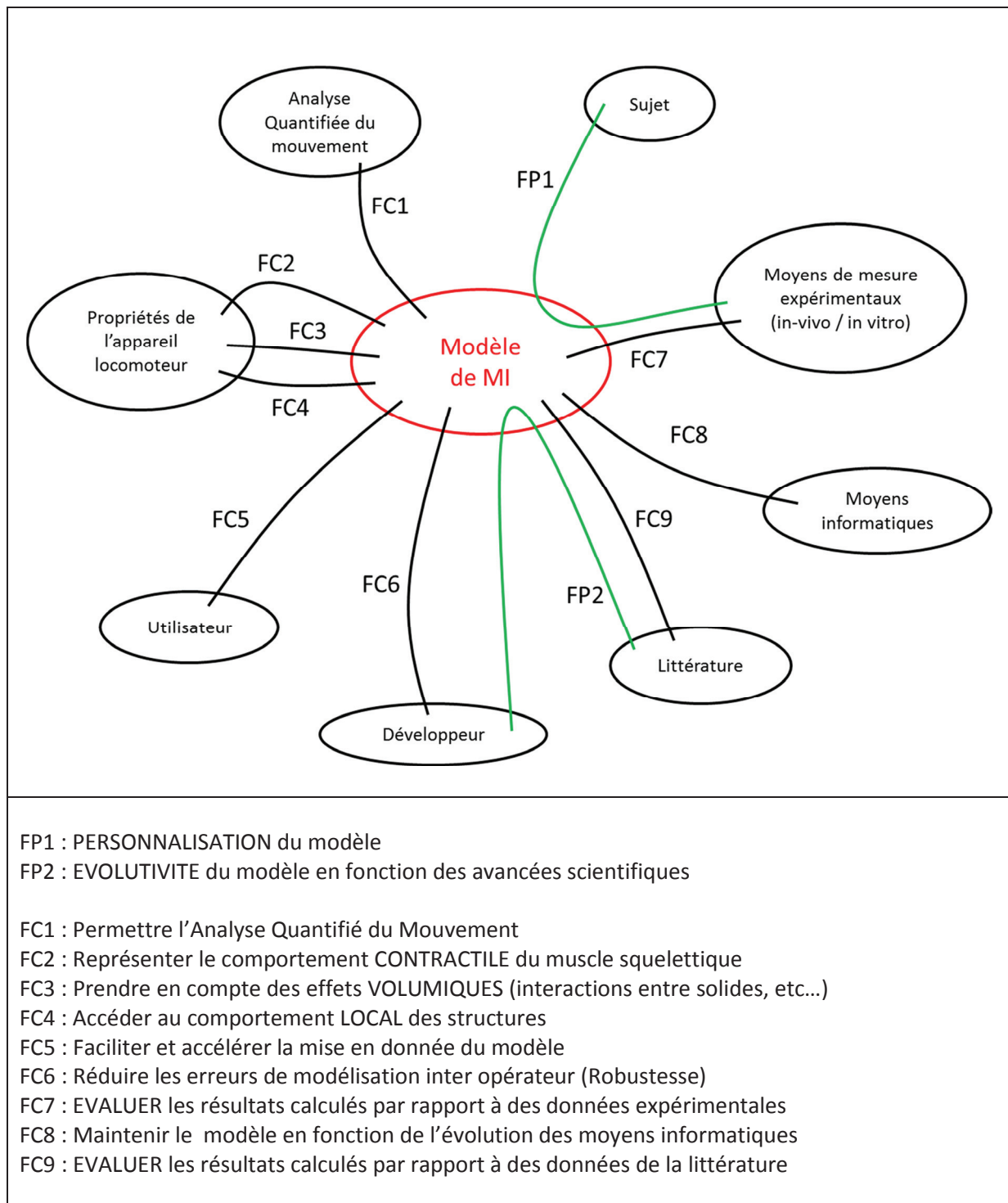


Figure 58 – Diagramme fonctionnel du modèle MSK volumique déformable
 (FP : Fonction Principale – FC : Fonction Contrainte)

Les travaux de thèse présentés au chapitre suivant ont consisté à développer un modèle musculosquelettique du membre inférieur conforme à cette définition fonctionnelle.

Chapitre 2 :

Outils pour la simulation biomécanique du Membre Inférieur

2.1. Modélisation dynamique du Membre Inférieur

L'objet de ce chapitre est la présentation de l'ensemble de nos travaux portant sur la génération automatisée et l'exploitation d'une modélisation volumique déformable personnalisable du membre inférieur conforme à la définition fonctionnelle décrite sur la Figure 58. En particulier, nous avons cherché à développer des outils totalement automatisés pour la plupart des opérations de modélisation. Notre démarche s'articule autour des trois axes de développements décrits ci-dessous :

1/ La modélisation musculaire active.

Nous avons développé une modélisation volumique déformable contractile du tissu musculaire, vérifiant les propriétés anatomiques et physiologiques décrites au chapitre précédent (FC2). Cette modélisation, détaillée au paragraphe 2.2, a été validée en condition isométriques par rapport à des données de la littérature [1].

2/ La toolbox (boîte à outil) de modélisation du système MSK.

Il s'agit d'une série de programmes, rédigées dans un langage de 4^{ème} génération, dont la fonction et de produire chacune des entités élémentaires du modèle élément finis, à partir des données géométriques, physiologiques et mécaniques propre au sujet étudié. Leur exécution successive au sein d'un programme global permet de réaliser de manière automatisée l'intégralité du processus de mise en donnée présenté sur la Figure 56. En particulier, la modélisation du système musculaire intègre le modèle actif que l'on a développé et validé au préalable. Cette approche s'inscrit donc selon la méthodologie de personnalisation n°1 du Tableau 15, ce qui permet :

- de faciliter et d'accélérer le processus de mise en donnée (FC5),
- de minimiser les erreurs de modélisation inter-opérateur (FC6), par la réduction des opérations réalisées classiquement "à la main" par le modélisateur,
- d'étendre notre approche de modélisation à tout type de configuration géométrique.

Par ailleurs, chaque opération de modélisation est traitée au sein de fonctions distinctes et détaillées, afin de permettre la maintenance des outils (FC8), et l'évolution du modèle en fonction des améliorations qu'on souhaitera prendre en compte par la suite (FP2).

A l'issue de la mise en donnée automatique, on obtient un modèle MSK personnalisé (FP1), dit *déterministe*, dont les paramètres d'entrée sont l'activation musculaire et/ou la cinématique du système ostéoarticulaire, et prenant en compte les effets volumiques dus aux interactions entre les solides (FC3).

Notre toolbox génère *in-fine* un modèle éléments fini au format compatible avec le code de calcul retenu, LS-DYNA®, développé par la société LSTC. Ce choix est lié à l'efficacité de ce logiciel (reconnue dans la communauté scientifique et l'industrie), à sa polyvalence en termes de choix de schéma d'intégration temporel (implicite et explicite), au grand nombre de loi matériau disponibles, ou encore aux possibilités de couplage multi physique qu'il propose. Cette suite logicielle comprend par ailleurs un programme de pré et post-traitement compatible avec les dépouillements que l'on souhaite réaliser, et exécutable en batch (LS-PrePost®), ainsi qu'un logiciel d'optimisation (LS-OPT®)

dont l'utilisation est valorisable dans notre contexte dans le cadre entre autre de la caractérisation matériau.

3/ La toolbox de simulation.

Ces outils gèrent le stockage des fichiers, l'exécution des simulations LS-DYNA® (en particulier au sein des boucles d'optimisation) et le post-traitement des grandeurs biomécaniques nécessaire :

- au couplage avec le modèle MCR (FC1),
- à l'analyse des simulations, et la validation du modèle par rapport aux données *in-vivo* (FC7) dont on dispose, et/ou par rapport à la littérature (FC9)

Ces développements exploitent et complètent deux outils développés précédemment au LBMC : les utilitaires de reconstruction de maillage personnalisés [152], et le modèle MCR du membre inférieur [38]. Ces deux outils sont en constante amélioration, et ne sont pas dédiés exclusivement à notre application : nous avons donc préféré développer nos propres utilitaires à l'extérieur de ces deux modules, en raison de la maintenance due aux mises à jour de chaque composant. La Figure 60 présente l'ensemble des outils que l'on utilise pour mettre en œuvre le modèle MSK, en lien avec les données personnalisées et les besoins fonctionnels. L'environnement de programmation MATLAB® est utilisé pour développer le modèle MCR, et les fonctionnalités dont il dispose sont adaptées à nos problématiques : nous avons donc choisi de développer nos propres utilitaires dans cet environnement.

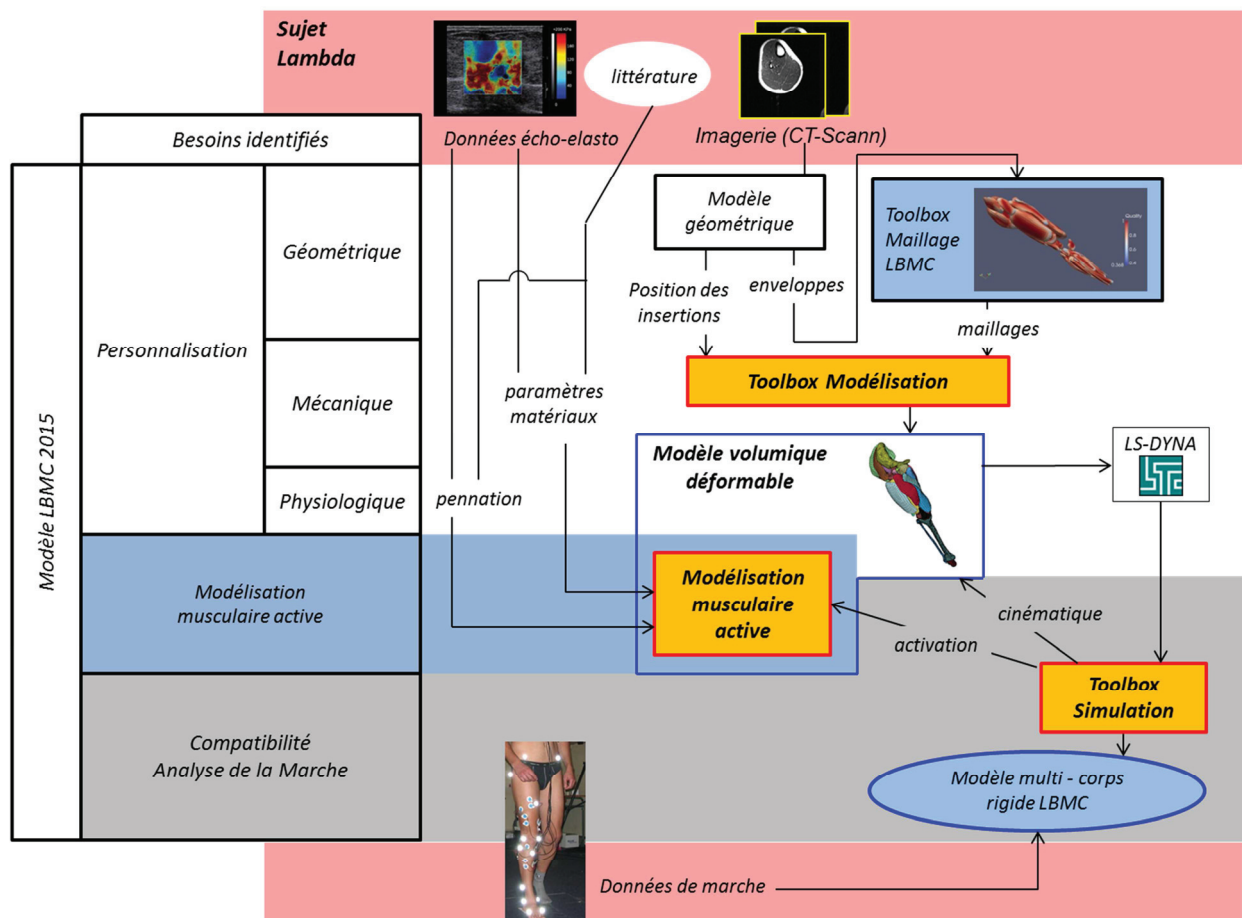


Figure 59 – Travaux de développement du modèle MSK du membre inférieur

2.2. Modélisation Volumique Déformable Contractile du Muscle Squelettique

L'enjeu consiste à développer dans l'environnement LS-DYNA® un modèle d'*actionneur* représentant le tissu musculaire ; c'est-à-dire une modélisation élément fini volumique élaborée, dont la fonction première est de développer à ses bornes un effort d'amplitude graduée (en fonction d'une variable dite d'*activation*) assimilable à la tension musculaire : c'est la capacité contractile. Par ailleurs, nous mettons en œuvre une approche déformable afin de permettre le calcul de contraintes/déformations locales et des efforts tangentiels et normaux aux parois du modèle : le modèle du muscle doit donc également intégrer les autres propriétés mécaniques, énumérées p. 41.

Notre modélisation s'inspire de nombreux travaux de recherche disponibles dans la littérature, en particulier ceux de Behr [132, 118]. Elle consiste à réaliser un maillage volumique du solide, auquel on affecte une LdC Hyper-Elastique Isotrope de type Mooney Rivlin. Cette modélisation permet de représenter les caractéristiques inertielles du muscle, et sa capacité physiologique à subir de très grandes déformations en conservant son volume, c'est-à-dire son comportement *passif* (représentés en jaune sur la Figure 60).

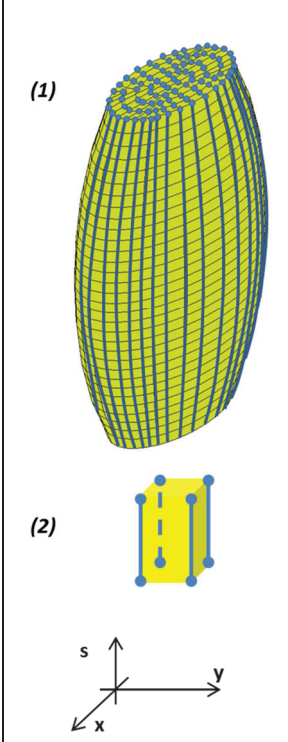
	Maillage / LdC	Paramètres indépendants		Propriété physique du muscle	
	Eléments volumiques / Mooney Rivlin : $W = A(I - 3) + B(II - 3) + C \cdot (III^{-2} - 1) + D(III - 1)^2$ avec $\begin{cases} D = \frac{A(5 \cdot \nu - 2) + B(11 \cdot \nu - 5)}{2(1 - \nu)} \\ \nu \approx 0.5 \\ B = \frac{1}{4} A \end{cases}$	ρ	masse volumique	Comportement inertiel	
		ν	coefficient de Poisson	Quasi-incompressibilité	
		A, B	paramètres élastiques	Elasticité Passive, en grande déformation	
	Eléments poutres / Thermo-élastique isotrope non-linéaire (*) : $\sigma = E(\varepsilon + \alpha \cdot \Delta T)$ où $\Delta T = T(a) - T_{REF}$ (*) les paramètres E et α dépendent de la température nodale	E	module d'Young	Contractilité de la fibre	Anisotropie due aux fibres
		α	Coefficient de dilatation volumique		
		$T(a)$	Température nodale	Variable d'activation	

Figure 60 – Modélisation musculaire active déterministe
(s : direction longitudinale des poutres – x, y : directions transversales)

Ce modèle passif est complété par un faisceau d'éléments poutres solidaire du maillage volumique. Ces poutres s'étendent sans interruption entre les surfaces externes du maillage 3D considérées comme zones d'insertions, en cohérence avec la disposition anatomique des fibres musculaires. On affecte à ces éléments poutres une LdC thermoélastique isotrope non linéaire. Imposer une

diminution de la température nodale provoque la réduction de longueur de chacune des poutres, ce qui entraîne une rétraction globale du maillage volumique parallèlement au faisceau. Par réaction, le maillage développe un effort longitudinal, assimilable à la tension musculaire : la température constitue la variable d'activation du modèle musculaire *actif* (représenté en bleu sur la Figure 60), dont le comportement mécanique dans la direction des fibres est cohérent avec description physiologique décrite au paragraphe 1.2.1.

Par ailleurs, les poutres étant liées aux éléments volumiques, toute réduction de longueur entraîne la dilatation du maillage dans le plan normal aux poutres, en raison de la condition d'incompressibilité : en condition isotonique, le modèle a tendance à occuper plus d'espace dans la direction transversale, en cohérence avec le phénomène de « globulisation ». Aussi, dès lors que les déplacements transversaux sont entravés (par la présence d'un autre solide interagissant avec la paroi extérieure du maillage, par exemple), le modèle actif est soumis à des efforts normaux (et/ou tangentiels) à la zone d'interaction. La mise en œuvre de cette modélisation au sein d'un modèle MSK, en association avec une représentation adéquate des interactions entre solides, nous permet donc d'estimer ce type d'efforts.

Le modèle décrit Figure 60 est *déterministe* : pour un ensemble de paramètres matériaux fixés, la réponse en force dépend de la cinématique imposée aux extrémités du maillage (i.e. l'allongement du maillage et sa vitesse de déformation), et du champ de température imposés aux nœuds. Par conséquent, les paramètres d'entrée de ce modèle doivent être calculés à chaque pas de temps de manière à respecter les relations caractéristiques des muscles. La Figure 61 représente le couplage du modèle volumique actif avec la relation force-longueur isométrique.

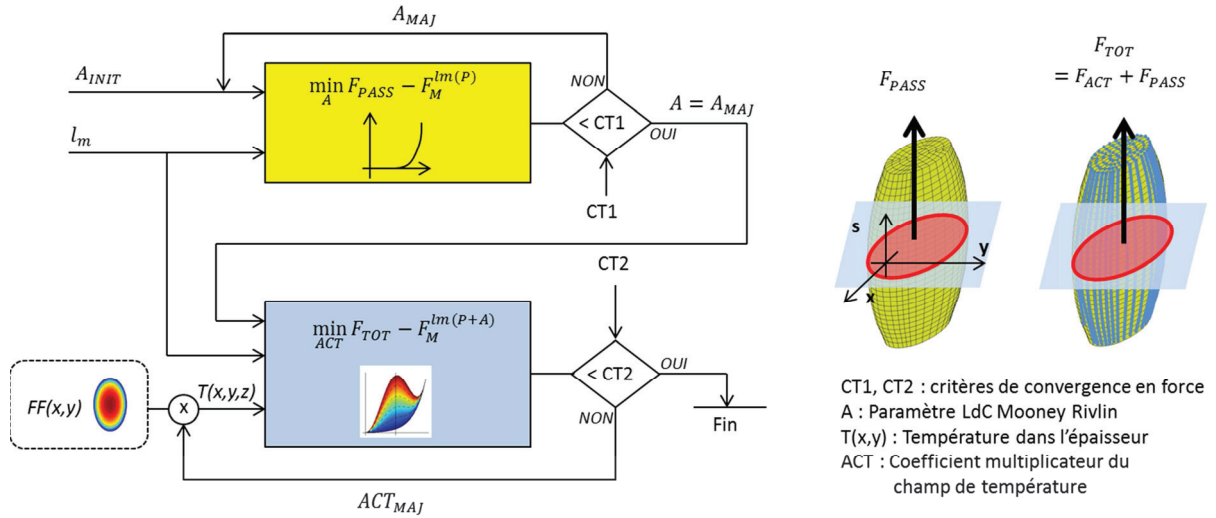


Figure 61 – Couplage modèle volumique actif / relation force-longueur isométrique
(s : direction longitudinale des poutres – x,y : directions transversales)

On se place dans le cas d'une traction en condition isométrique. Considérons F_{PASS} (resp. F_{ACT}) l'effort calculé dans une section droite du maillage volumique (resp. du faisceau de poutres). Le maillage est allongé à une longueur l_m : l'amplitude de F_{PASS} dépend du module d'élasticité A. La première étape, appelée optimisation *passive*, consiste à déterminer par méthode inverse la valeur de A vérifiant la composante passive de la relation force-longueur du muscle à l'état de traction l_m .

La deuxième étape, appelée optimisation active, consiste à déterminer un champ de température $T(x, y, s)$ tel que l'effort de réaction $F_{TOT} = F_{PASS} + F_{ACT}$ vérifie la relation force-longueur isométrique totale. Formulé de la sorte, le problème est mal conditionné : il existe une infinité de consigne en température permettant d'obtenir l'effort ciblé. On lève cette difficulté en effectuant les deux simplifications suivantes :

- On considère $T(x, y, s) = T(x, y)$: on rétracte uniformément l'ensemble des poutres d'une même fibre, en cohérence avec la description du mécanisme d'activation (la contraction de tous sarcomères d'un myocyte est identique et simultanée)
- On considère fixe le gradient de température dans l'épaisseur du maillage, et égal à une fonction de forme $FF(x, y)$. La répartition de température est donc choisie arbitrairement en fonction de considérations physiologiques, et reflète l'hétérogénéité du tissu musculaire dans l'organe.

On ramène ainsi le problème à une optimisation d'un coefficient scalaire ACT en imposant le champ de température $T(x, y, s) = ACT \cdot FF(x, y)$ aux nœuds des poutres. A l'issue de la seconde optimisation, l'effort développé par le modèle déformable actif est cohérent avec le comportement mécanique du muscle dans la direction longitudinale.

Nous avons utilisé ce modèle dans le cadre d'une étude comparative de différentes fonctions de formes (Cf. [1] , en **Annexe 1**) Les deux objectifs poursuivis lors de cette ont été d'une part de valider notre modèle volumique déformable actif, et d'autre part d'analyser l'influence de la fonction de forme choisie sur les tenseurs de contraintes et de déformation obtenue à l'issue des calculs (en condition isométrique).

Ces deux objectifs ayant été atteints, nous nous sommes ensuite efforcés d'intégrer cette approche aux utilitaires de modélisation du système MSK, tel qu'on le décrit au paragraphe 2.3.

2.3. Outils de modélisation du système MSK

On présente ici les outils que nous avons développés pour mettre en donnée automatiquement le modèle volumique déformable personnalisé dans l'environnement LS-DYNA®. Ces outils que nous avons développés spécifiquement pour cette application constituent ce qu'on appelle la *toolbox de modélisation*. D'un point de vue méthodologique, cette toolbox réalise automatiquement les différentes étapes décrites Figure 56. Seule la reconstruction géométrique fait appel à des opérations manuelles. Appliqué au MI, ce processus consiste à :

- définir un modèle géométrique conforme à la géométrie étudiée,
- réaliser le maillage des solides,
- représenter le système ostéoarticulaire,
- représenter le système musculotendineux en intégrant notre modélisation active,
- représenter les interactions entre ces organes.

Ces tâches sont effectuées par les différents blocs fonctionnels représentés sur la Figure 62.

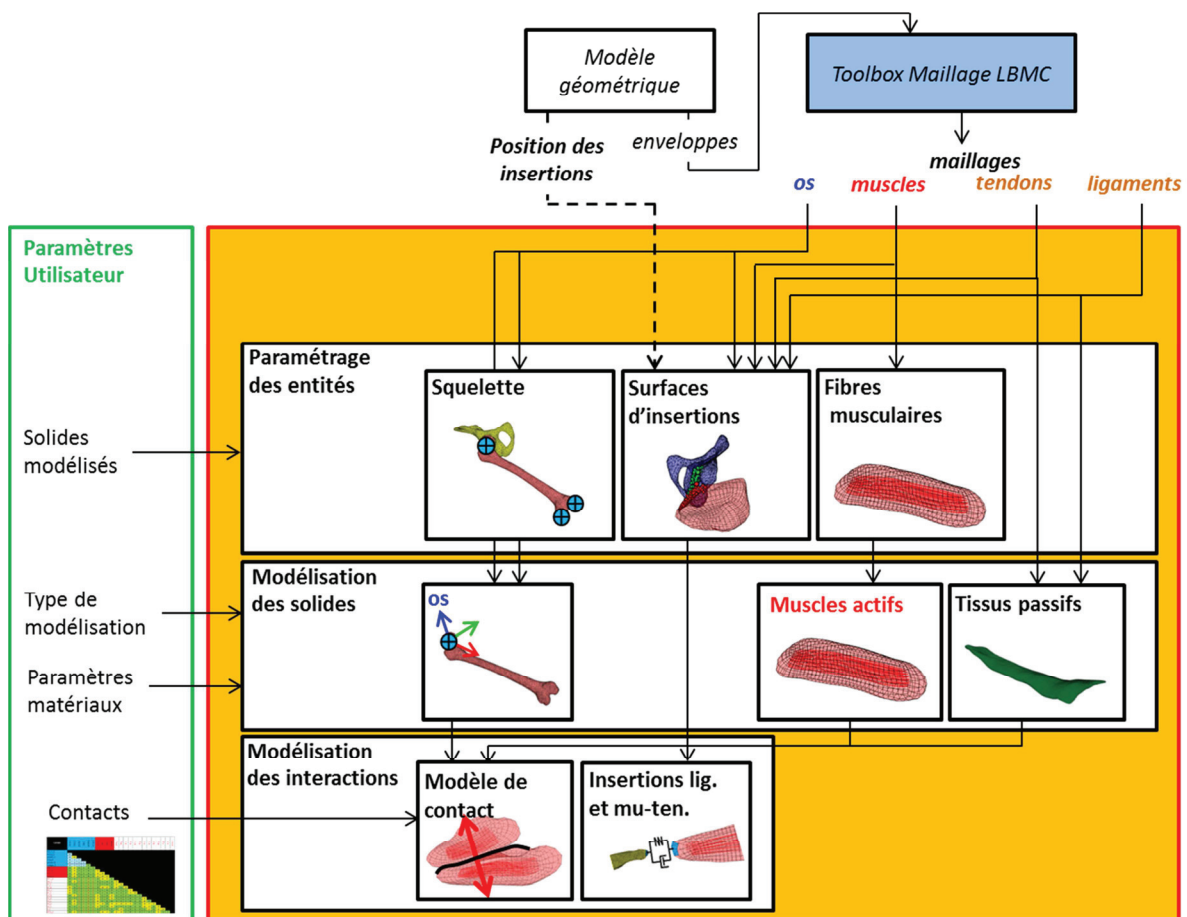


Figure 62 – Blocs fonctionnels de la toolbox de modélisation

Remarque :

Dans la suite, nous utiliserons les abréviations suivantes pour désigner les éléments : TRIA pour les éléments coques triangulaires (3 nœuds), QUAD pour les coques quadrangulaires (4 nœuds), TETRA pour les éléments volumiques tétraédriques (4 nœuds), HEXA pour les éléments volumiques hexaédriques (8 nœuds), BEAM pour les éléments poutres (2 nœuds) et SPRING pour les éléments barres (2 nœuds).

2.3.1. Réalisation du modèle géométrique

La définition du modèle géométrique consiste à identifier les frontières des différents organes que l'on souhaite prendre en compte dans le modèle, et la position des sites d'insertion des muscles tendons sur le squelette. Notre approche consiste à reconstituer manuellement les contours des organes par identification visuelle des différents tissus sur chaque des clichés d'imageries (Cf. Figure 64–2). Cette opération est réalisée à l'aide du logiciel IMOD [162].

Les prises de vues (IRM, données cadavériques) sont réalisées en étendant la jambe, et acquises suivant N coupes (slices) (Cf. Figure 64–1). L'opérateur pointe simultanément la position des sites d'insertion dans chaque coupe (slice). Une fois que l'utilisateur a identifié tous les organes, IMOD relie les contours successifs par des éléments triangles. On obtient alors un maillage surfacique de l'enveloppe externe de chaque organe, positionné dans le repère IMOD noté R_G . Ce maillage est inexploitable en l'état pour effectuer les calculs : le maillage utilisé pour les simulations éléments finis est régénéré à partir de cette enveloppe à l'aide des utilitaires de maillage développés au LBMC, selon le principe détaillé au paragraphe 2.3.2.

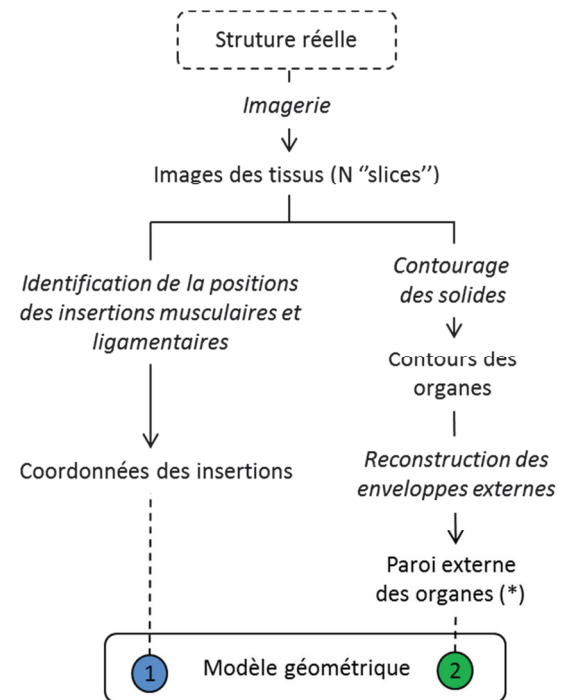


Figure 63 – Génération du modèle géométrique (schéma de principe)

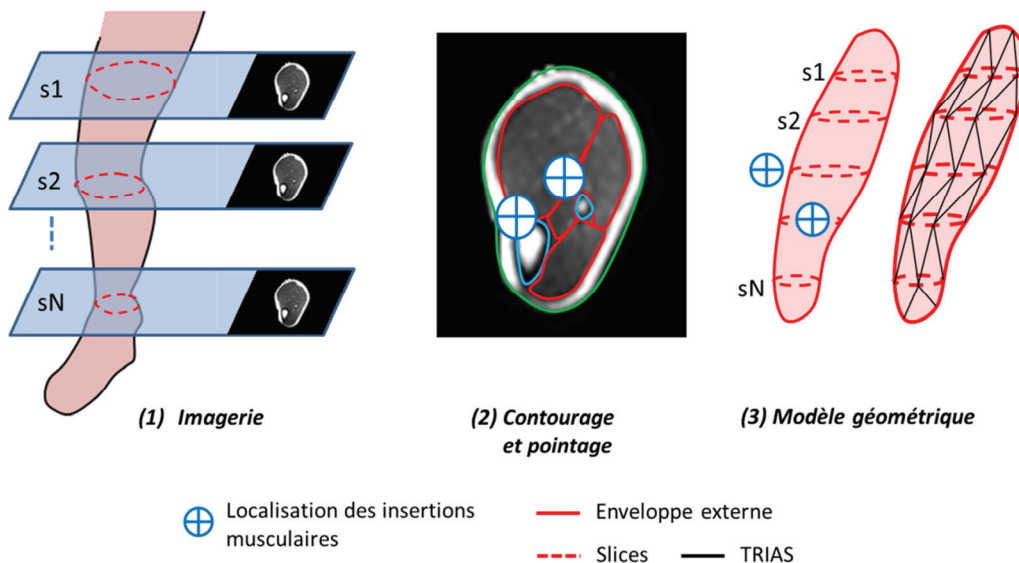


Figure 64 – Reconstruction des enveloppes et pointages des sites d'insertion

2.3.2. Maillage de la structure

Les outils de génération de maillage développés au LBMC (Cf. Figure 59 et Figure 62) ont pour fonction de générer automatiquement l'ensemble des maillages nécessaire à la modélisation, à partir des géométries personnalisées reconstruites dans le modèle IMOD. Ces outils sont développés dans l'environnement SCILAB [163]. Le principe consiste dans un premier temps à importer puis lisser les enveloppes externes issues des liaisons des slices, à dépéntrer les maillages obtenus, puis à générer les éléments volumiques. Ces traitements sont présentés Figure 65.

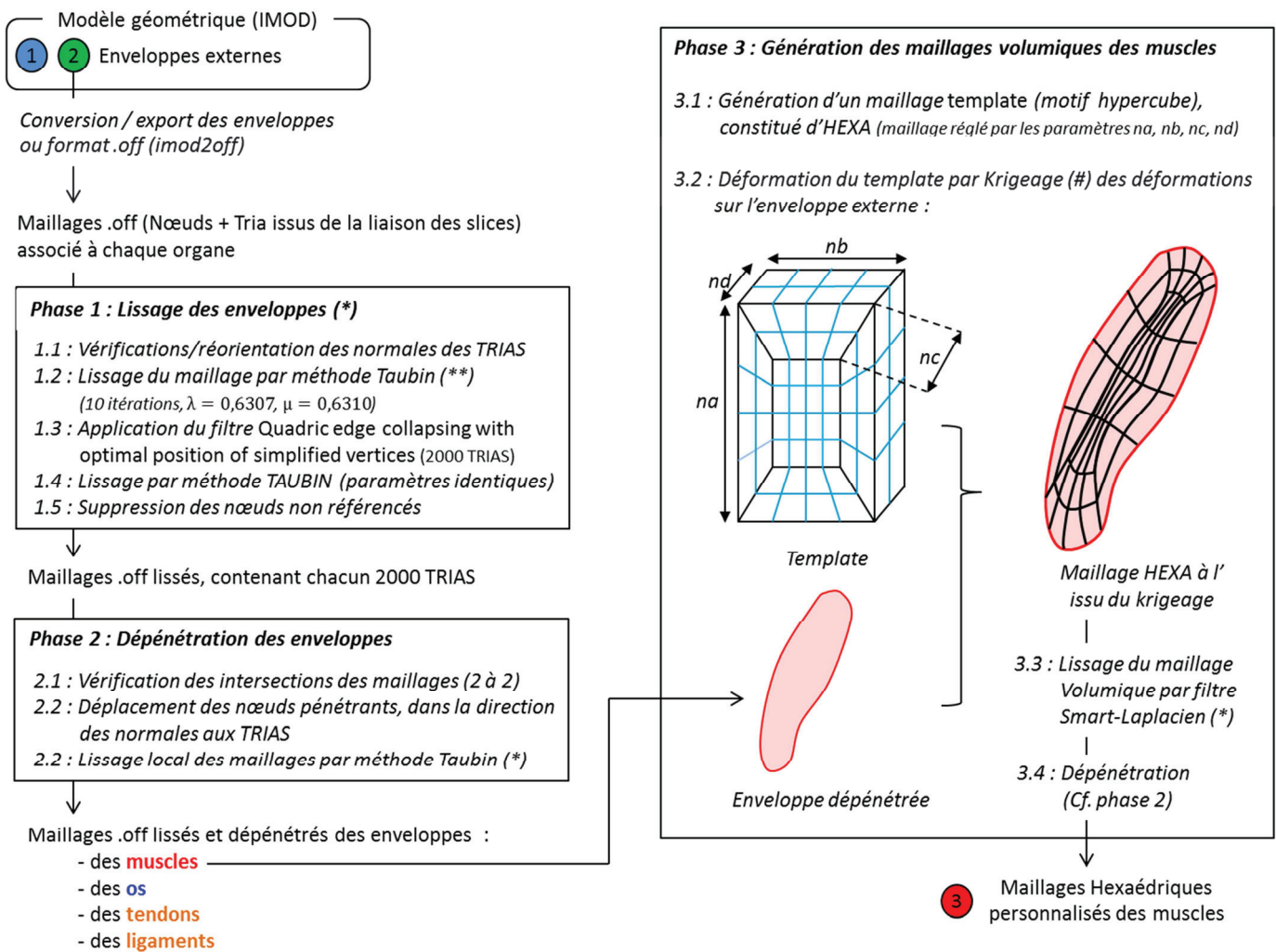


Figure 65 – Processus de génération des maillages personnalisés
 (*) Opérations effectués à l'aide de filtres MESHLAB [164] – (**) : Cf. [165] – (#) : Cf. [166]

On génère ensuite, là encore automatiquement, les maillages volumiques des tendons et des ligaments à partir des TRIAS des enveloppes externe. On utilise pour cela l'algorithme de maillage tétraédrique automatique Delaunay implémenté dans le programme GMSH [167, 168].

A l'issue de ce processus, l'ensemble des maillages sont positionnés dans le repère du modèle géométrique R_G . La première opération effectuée par la toolbox de reconstruction consiste à importer l'ensemble du maillage et d'y appliquer la transformation géométrique permettant de le placer dans le repère anatomique de référence $R_0(O, \vec{x}, \vec{y}, \vec{z})$, tel que O , \vec{x} , \vec{y} et \vec{z} sont respectivement le centre de gravité du bassin (i.e. le CdG du maillage des os coxaux droits et gauche et du sacrum), l'axe frontal (AF), l'axe longitudinal (AL), et l'axe sagittal (AS) (Cf. Figure 2). Connaissant les vecteurs directeurs de R_G , et après avoir calculé les coordonnées du CdG du bassin dans R_G , on détermine la matrice de transformation $R_G \rightarrow R_0$, que l'on l'applique à tous les nœuds du maillage. Après avoir concaténé la numérotation des nœuds et des éléments de tous les maillages, la toolbox affecte un numéro permettant l'identification de chaque solide dans le modèle global, puis exporte tous les maillages au format LS-DYNA®.

Notons que ce processus génère un maillage linéaire (i.e. sans nœuds intermédiaire aux arêtes des éléments).

2.3.3. Modélisation du système ostéoarticulaire

a) Modélisation du squelette

Dans un premier temps, nous prenons le parti de considérer les os comme des solides parfaitement rigides. Cette hypothèse se justifie par la raideur importante de la corticale chez le patient sain, qui interdit toute déformation significative des os sans les conditions de chargement mécaniques développés pour le maintien postural, ou pour la génération des mouvements usuels comme ceux liés à la marche. On modélise les os en affectant un matériau parfaitement rigide eux éléments coques formant l'enveloppe externe de la corticale. Cette modélisation nous permet de limiter le nombre d'éléments (les éléments volumiques étant inutiles), tout en représentant correctement les enveloppes externes, qui interfèrent mécaniquement avec les tissus mous. Etant donné que l'on ne calcule aucun champ dans les éléments coques, nous pouvons nous affranchir d'utiliser un maillage de bonne qualité.

On dispose à ce stade du maillage de toutes les pièces du squelette. Pour imposer ou pour suivre la cinématique du squelette au cours du mouvement, il est nécessaire de définir un repère local lié à chacun des os. Pour assurer le couplage entre le modèle déformable et le modèle MCR, on définit ces repères locaux en cohérence avec les conventions de l'ISB. Chacun des vecteurs des repères locaux étant définis par rapport aux points caractéristiques du système ostéoarticulaire (centres articulaires, position des condyles, des malléoles...), le paramétrage cinématique du squelette passe par la détermination des coordonnées de chacun de ces points. La toolbox analyse la position relative des différents maillages (conformément à l'algorithmique décrite sur le Tableau 16), afin de déterminer automatiquement ces coordonnées.

Os	Point caractéristique	Algorithme
Os coxal	Centre de gravité de l'os coxal (CdG_{COX})	- calcul du CdG du maillage de l'os coxal gauche. - projection de ce point dans le plan sagittal : considérée comme le centre du bassin.
	Centre de la hanche (C_{HANCHE})	- Détermination des nœuds appartenant à la surface de l'acétabulum, comme les éléments du bassin situé à moins de 5 mm du fémur. - détermination des nœuds appartenant à la surface de la tête fémorale, comme les éléments du fémur situés à moins de 5mm du bassin. - pour chaque cluster de nœuds, détermination des coordonnées du point situé à équidistance de chacun des nœuds, par optimisation inverse : on obtient les centres géométriques des deux surfaces pseudo-sphériques. - le milieu du segment défini par ces deux centres est le centre de la hanche.
Fémur		
Tibia	Centre du genou (C_G)	- détermination des éléments de la surface de contact fémur-tibia, coté fémur. - dissociation des zones interne et externes. - détermination des coordonnées du point situé à équidistance de chacun des nœuds de chaque cluster, par optimisation inverse : on obtient les centres géométriques des deux surfaces condyliennes. - le milieu du segment défini par ces deux centres est le centre du genou.
Pied	Centre de la cheville ($C_{CHEVILLE}$)	- détermination des nœuds appartenant aux épiphyses distale tibiales et fibulaires, comme l'ensemble des nœuds situés verticalement dans le quart inférieur des os. - calcul de la distance de chaque nœud du cluster par rapport au plan sagittal passant par l'origine du référentiel global. - on considère que les coordonnées du nœud de l'épiphyse fibulaire le plus éloigné du plan sagittal sont celles de la malléole externe. - on considère que les coordonnées du nœud de l'épiphyse tibiale le moins éloigné du plan sagittal sont celles de la malléole interne. - le milieu du segment défini par ces deux points est le centre de la cheville.
	Centre du pied (CdG_{PIED})	- centre du pied : considéré comme le barycentre du maillage de tous les os du pied.

Tableau 16 – Algorithme de paramétrage géométrique du squelette

Connaissant les coordonnées de ces points, on définit les trièdres associés à chacun des os. Ces repères sont liés de manière rigide aux éléments coques : imposer (resp. suivre) le déplacement des nœuds des trièdres permet d'imposer (resp. suivre) les mouvements du squelette.

Solide	Origine du repère	Vecteurs (u,v,w)
Os coxal	Centre de gravité de l'os coxal (CdG_{COX})	$u = [1,0,0]$
		$v = [0,1,0]$
		$w = [0,0,1]$
Fémur	Centre de la hanche (C_{HANCHE})	v = vecteur unitaire d'origine le centre du genou et d'extrémité le centre du hanche
		w = vecteur unitaire d'origine le centre du condyle interne et d'extrémité le centre du condyle externe
		$u = v \wedge w$
Tibia, Fibula	Centre du genou (C_G)	v = vecteur unitaire d'origine le centre de la cheville et d'extrémité le centre du genou
		w = vecteur unitaire d'origine la malléole interne et d'extrémité la malléole externe
		$u = v \wedge w$
Patella	Centre de gravité de la patella (CdG_P)	$u = [1,0,0]$
		$v = [0,1,0]$
		$w = [0,0,1]$
Pied	Centre pied (CdG_{PIED})	$u = [1,0,0]$
		$v = [0,1,0]$
		$w = [0,0,1]$

Tableau 17 – Définition des repères locaux associés aux os dans la position jambe tendue

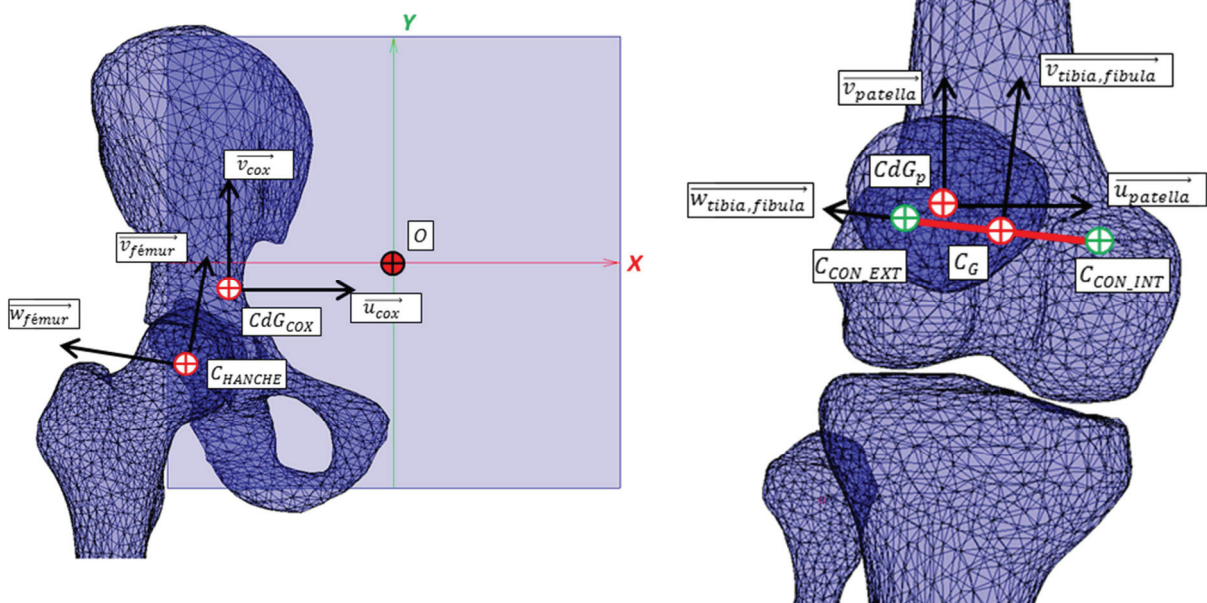


Figure 66 – Paramétrage cinématique du squelette
(Gauche : os coxal et fémur – Droite : patella, tibia et fibula)

On peut noter que pour le fémur et le tibia, les axes u , v et w ne sont pas orthogonaux. Ce choix, en accord avec le modèle MCR [38], permet de conserver l'orientation des condyles et des malléoles dans les calculs de cinématique. L'angle de flexion sera calculé autour de l'axe w et non autour d'un axe forcé à être orthogonal à u et v . Le passage de ces axes (u , v , w) à des axes (x , y , z) (qui eux sont orthogonaux et suivent directement les conventions de l'ISB) est clairement établi [169].

b) Modélisation des structures ligamentaires

A l'issue de la reconstruction automatique du maillage personnalisé, on dispose des maillages volumiques tétraédriques des ligaments et des tendons les plus volumineux. Il s'agit de tissus passifs, de forme globalement allongée et travaillant principalement en traction. Nous avons implémenté dans la toolbox deux approches distinctes :

1/ Une modélisation volumique déformable passive. Dans ce cas de figure, on prend en compte l'ensemble des éléments TETRA, auxquels on affecte une LdC de Mooney Rivlin.

2/ Une modélisation filaire. Dans ce cas de figure, on remplace les TETRA par un élément poutre placé entre les sites d'insertions, auquel on affecte une LdC élastique-non linéaire (paramétrée à l'aide d'une courbe force-élongation).

En théorie, il est préférable d'utiliser la modélisation volumique, parce qu'elle permet de représenter l'enveloppe du solide, et de prendre en compte son interaction avec les tissus périphériques (par le biais de modèles de contact, par exemple). Cependant, la forme des structures collagéniques a tendance à s'aplatir au voisinage des insertions sur le squelette, ce qui complexifie leur maillage et génère des instabilités numériques. C'est le cas par exemple du tendon quadricipital ou du ligament patellaire au voisinage de la patella, dont les modélisations nécessitent un maillage particulièrement fin.

Face à ce problème, nous avons complété la toolbox avec une modélisation filaire, plus stable numériquement. Le choix de la modélisation dépend des données de caractérisations du matériau dont dispose le modélisateur, du niveau de représentativité du modèle articulaire qui est requis pour l'étude, et de la problématique de stabilité numérique.

2.3.4. Modélisation du système musculotendineux

La modélisation du SMT consiste à affecter au maillage personnalisé de chaque muscle la modélisation active présenté au paragraphe 2.2.

1^{ère} étape : la génération des poutres du modèle actif. On rappelle que le maillage HEXA de chaque chef musculaire (Figure 67–2) a été déterminé par la déformation par krigeage [166] d'un maillage *template* (Figure 67–1) sur le modèle géométrique. Le maillage du template est paramétré par les nombres de mailles disposées dans les quatre directions a , b , c et d , caractéristiques du motif : la numérotation des éléments appartenant aux cinq secteurs de l'hypercube (et en particulier de la zone centrale, représentée en rouge) s'exprime donc sous la forme d'une suite numérique connue, dépendant des paramètres na , nb , nc et nd .

Connaissant cette numérotation, la toolbox identifie automatiquement les HEXA situés dans la zone centrale, et l'on complète le maillage volumique par un faisceau de poutres constitué des arrêtes de ces HEXA orientées dans la direction longitudinale (Figure 67–3).

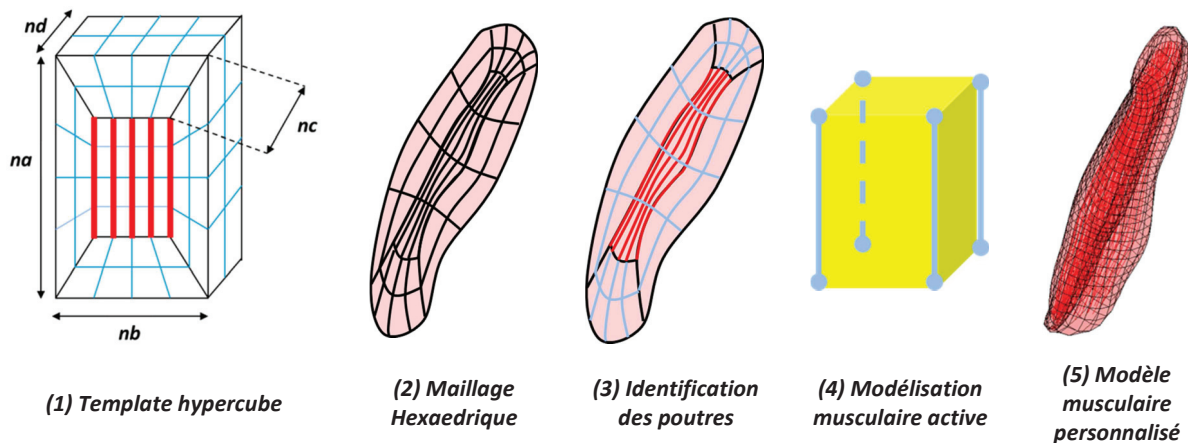


Figure 67 – Personnalisation géométrique de la modélisation musculaire active

Un algorithme basé sur l'analyse de la continuité du faisceau de poutre permet de déterminer l'appartenance des poutres à chacune des fibres du faisceau : les listes des nœuds appartenant à chaque fibre sont stockées dans des groupes de nœuds d'instincts, de manière à permettre à l'utilisateur d'imposer une consigne en température distincte à chaque fibre. Nous avons en effet jugé qu'il était nécessaire de proposer une activation distincte des fibres, en raison d'interrogations sur la répartition spatiale de l'activation dans le tissu contractile.

2^{ème} étape : la génération des éléments coques de l'enveloppe externe. Ces éléments constituent les aponévroses internes de chaque muscle. La toolbox détermine automatiquement les QUAD situés à la frontière du domaine, on réoriente l'ensemble des normales vers l'extérieur, et on affecte une LdC à ces éléments.

3^{ème} étape : l'export au format LS-DYNA®. La toolbox exploite ces données pour écrire puis exporter l'ensemble des cartes liées à la modélisation du muscle (matrice volumique passive, faisceau contractile et enveloppe externe).

L'imposition du champ de températures aux nœuds des BEAMS comme condition aux limites du calcul thermomécanique permet l'activation du système SMT.

2.3.5. Représentation des insertions musculaires et ligamentaires

Cette opération consiste à modéliser l'interface entre les éléments du squelette et les tissus mous (muscles, ligaments et tendons) au niveau des zones d'insertions, qui ont été localisées par pointage manuel dans le modèle IMOD.

Considérons par exemple l'insertion du muscle vaste intermédiaire (VI) sur le fémur. A ce stade, nous disposons :

- des maillages des parois du muscle et de l'os
- de deux nuages de points, situant l'insertion coté VI et coté fémur.

La toolbox reconstitue le contour géométrique de l'insertion à partir des coordonnées pointées (Cf. Figure 68-1 et Figure 68-2), puis détermine automatiquement les éléments des deux enveloppes appartenant à l'insertion (Figure 68-3). On calcule ensuite les coordonnées des centres de gravité des surfaces d'insertion. On crée deux nœuds confondus au milieu du segment joignant ces deux positions : ces nœuds sont liés rigidement à leur surface respective, et sont reliés par un élément rhéologique (Figure 68-4). Cet élément est composé de matrices de raideur et de viscosité, en translation (K , C) et en rotation (K_r , C_r), auxquelles on affecte des coefficients très élevés, afin d'interdire tout déplacement relatif entre les surfaces.

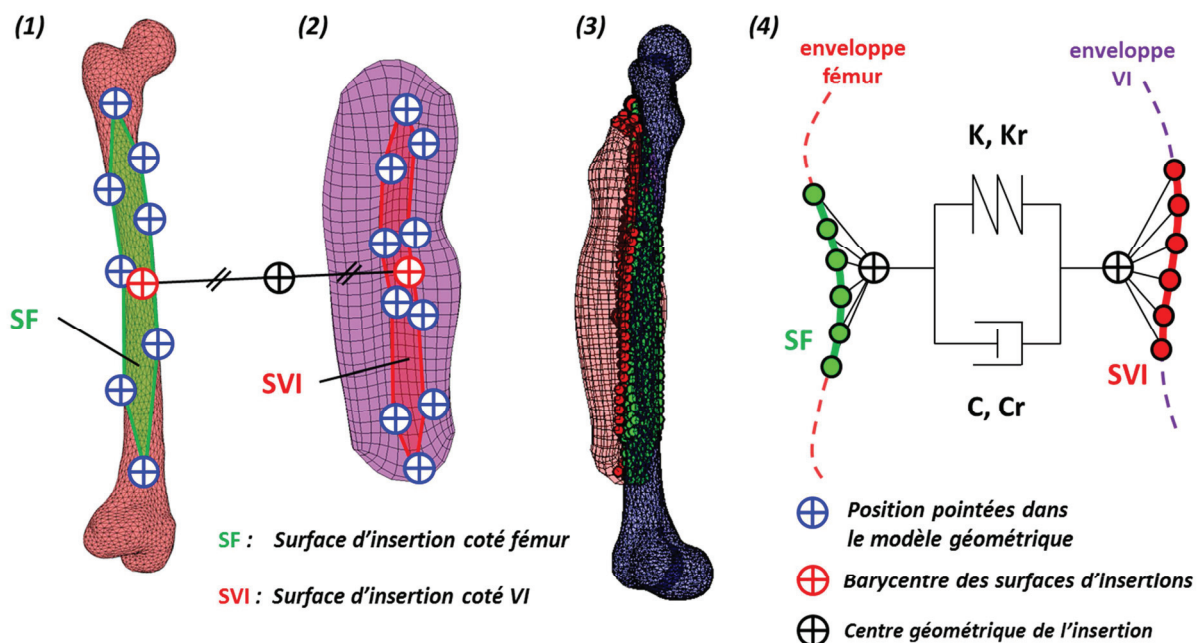


Figure 68 – Modélisation des insertions musculaires et ligamentaires

Le post-traitement des efforts aux bornes cet élément permet de calculer l'effort transmis au squelette (l'élément rhéologique fait office de capteur de force). L'intérêt de cette approche par rapport à un collage des nœuds est de permettre de joindre des maillages non-coïncidents, voire disjoints : l'utilisateur peut modifier au besoin la géométrie et/ou le maillage des solides, indépendamment l'un de l'autre.

2.3.6. Représentation mécanique des tissus interstitiels

Le dernier processus opéré par la toolbox consiste à modéliser les interactions mécaniques entre les différents organes pris en compte dans le modèle, dues aux tissus interstitiels. N'ayant pas la possibilité de modéliser ce milieu par une approche *continue* (pour les raisons explicités au paragraphe 1.2.3 b), nous avons pris le parti de modéliser ces interactions mécaniques à l'aide de modèle de contacts sans frottement.

L'analyse de la position relative des organes au sein du MI nous a permis de déterminer l'ensemble des couples de solides en capacité d'interagir mécaniquement l'un sur l'autre. Ces interaction sont exprimées sous la forme d'une matrice, telle que présentée sur la Figure 69.

Contacts Solide-Solide	bassin_G	femur_G	patella_G	tibia_G	perone_G	astragal_G	MDF_G	MVI_G	MVL_G	MVM_G	BFLC_G	SM_G	ST_G	GF_G	MF_G	PF_G	CA_G	SA_G	PE_G	GA_G	LA_G	G_G	BFCC_G
bassin_G																							
femur_G	0																						
patella_G	0	50																					
tibia_G	0	0	0																				
perone_G	0	0	0	0																			
astragal_G	0	0	0	0	0																		
MDF_G	0	50	0	0	0	0																	
MVI_G	0	0	0	0	0	0	20																
MVL_G	0	50	0	0	0	0	20	20															
MVM_G	0	50	0	0	0	0	20	20	20														
BFLC_G	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0													
SM_G	0	50	0	0	0	0	0	0	0	0	50												
ST_G	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	50	50											
GF_G	50	0	0	0	0	0	0	50	50	0	50	0	0										
MF_G	50	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	50									
PF_G	50	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	50	50								
CA_G	0	50	0	0	0	0	50	0	0	50	0	0	0	0	0	0							
SA_G	0	0	0	0	0	0	50	0	0	50	0	0	0	0	0	0	50						
PE_G	0	50	0	0	0	0	50	0	0	0	0	0	0	0	0	0	50	0					
GA_G	0	50	0	0	0	0	50	50	0	50	50	50	50	50	0	0	50	50	50				
LA_G	0	0	0	0	0	0	50	0	0	50	0	0	0	0	0	0	50	50	0	50			
G_G	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	50	0	0	0	0	0	50	0	50	50		
BFCC_G	0	50	0	0	0	0	0	50	50	0	50	50	0	0	0	0	0	0	50	0	0	0	

Figure 69 – Matrice des contacts des entités de la cuisse

L'utilisateur renseigne des coefficients de pénalisation affectés aux contacts mécaniques pouvant se produire anatomiquement (identifiés en jaune sur la Figure 69). La toolbox importe cette matrice puis crée pour chaque interaction un modèle de contact bilatéral différencié, entre les enveloppes externes des deux solides concernés.

Cette approche différenciée permet de réduire le temps CPU dû au traitement numérique des contacts (par rapport à une approche de type *contact automatique*, par exemple), en restreignant *a priori* la modélisation des éléments de contacts aux zones où se situent les interactions.

A l'issue de la simulation, cette différenciation des modèles de contact permet par ailleurs d'analyser la contribution de chaque interaction sur l'ensemble des efforts de contact s'exerçant sur un solide donné.

2.3.7. Modèle personnalisé de la cuisse – Application au VHM® Male.

Le laboratoire dispose d'un modèle géométrique du membre inférieur du sujet male *Visible Human Project*® [VHM], réalisé à partir des données d'imageries segmentées à l'occasion de projets antérieurs. Ce modèle comporte les enveloppes de tous les os du MI, les muscles de la cuisse et de la jambe, ainsi que les ligaments du genou. Les sites d'insertions de tous les tissus mous ont également été relevés lors de la construction de cette géométrie 3D. Disposant de tous les prérequis, nous avons généré de manière complètement automatisée le modèle volumique déformable à capacité contractile associé à cette définition géométrique. Ce modèle (Figure 70–1) comporte les éléments du squelette situés entre le bassin et l'astragale (compris), l'ensemble des muscles du bassin et de la cuisse (intégrant la modélisation active, Cf. Figure 70–2), et d'une représentation détaillée du genou (Cf. Figure 70–2).

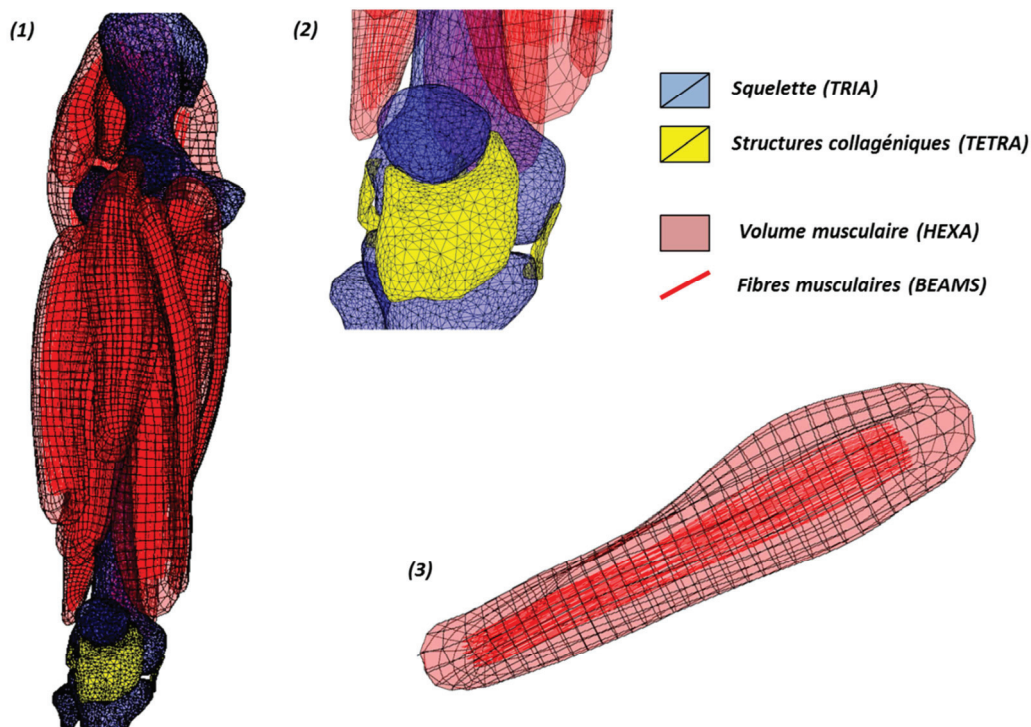


Figure 70 – Modèle personnalisé du système MSK de VH Male (cuisse et genou)
(1 : Vue d'ensemble, plan frontal – 2 : Zoom sur le genou – 3 : Muscle Vaste Médial)

Ce modèle comporte 160 000 éléments et 135000 nœuds. La génération de l'ensemble des maillages par la toolbox LBMC prend approximativement une 1h00. La mise en donnée complète opérée par la toolbox de modélisation prend également 1h00 sur notre station de calcul HP Z600, équipée de deux processeurs Quad Core Intel® Xeon® E5620 cadencés à 2.4GHz. La mise en donnée complète peut être intégralement réalisée en temps masqué, et ne requiert pas une configuration matérielle extrêmement performante, comme un centre de calcul. Dès lors, l'ensemble des outils de modélisation du système MSK sont utilisables sur une machine individuelle aux caractéristiques moyennes, et le temps opérateur nécessaire à la constitution d'un modèle complet correspond à la phase de reconstruction géométrique décrite au paragraphe 2.3.1. L'existence de ce modèle établit que nous sommes parvenus à générer un modèle personnalisé sur les plans géométrique et matériau (FP1), évolutif (FP2), maintenable (DC8), facile et rapide à générer (FC5), de par la conception de la toolbox de modélisation.

2.3.8. Stratégie d'activation du modèle volumique déformable

L'utilisation de ce modèle déformable actif dans le cadre de l'AQM nécessite à minima un calcul des tensions musculaires en cohérence avec les mécanismes d'activation du système musculotendineux (décrits aux paragraphes 1.2.1., p.83 et 1.2.2., p.89) : cela implique de définir la stratégie d'activation des actionneurs du modèle déformable. Si le mode de calcul de ces activations fait l'objet de discussion en raison de la redondance musculaire (cf. p.89), le modèle MCR développé au LBMC permet la résolution du problème de dynamique musculaire exprimé suivant les principales formulations utilisées dans la littérature (Cf. Figure 54) – en particulier l'approche par optimisation statique du problème inverse.

Disposant de ce modèle, nous nous sommes naturellement orientées sur une stratégie d'activation basée sur l'asservissement du modèle déformable actif au modèle MCR. Le diagramme de la Figure 71 présente la boucle d'asservissement en force du modèle déformable, basée sur l'optimisation des paramètres du modèle musculaire actif en fonction de la consigne en force fournie par le modèle MCR. Le principe consiste à imposer la cinématique des segments corporels calculée par optimisation globale (Cf. p.86) au squelette du modèle EF (par l'intermédiaire des trièdres liés à chacun des os), puis à effectuer le recalage des paramètres des modèles actifs afin de converger sur les tensions musculaires, obtenues par dynamique inverse.

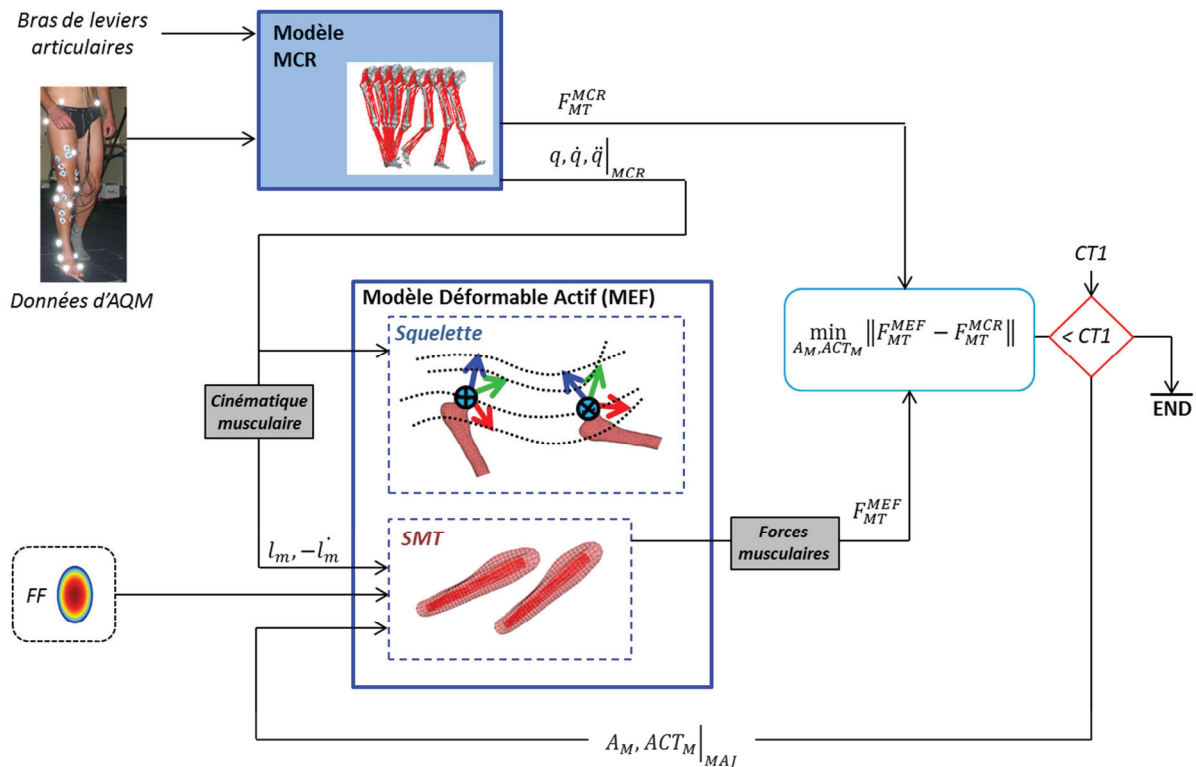


Figure 71 – Asservissement en force du modèle volumique déformable

On réitère ce processus à chaque instant caractéristique des mouvements. Dans ces conditions, la cinématique du squelette et la dynamique du système musculaire sont identiques entre les deux modèles, et dépendent directement du choix des modèles articulaires et de la fonction objectif de l'optimisation globale effectuée par le modèle MCR.

2.4. Outils de simulation pour le calcul des grandeurs biomécaniques

La mise en œuvre d'une stratégie d'activation telle que celle décrite au paragraphe 2.3.8 nécessite le développement d'outils permettant d'exécuter de manière itérative le processus composé des trois opérations suivantes.

- l'exécution des simulations LS-DYNA®,
- le calcul de l'ensemble des données *biomécaniques* associées aux modèles actifs (élongation, vitesse de contraction, composantes actives et passives de la tension musculaire), représentées en gris sur les Figure 70 et Figure 71,
- la mise à jour des paramètres d'entrées du modèle déformable.

L'analyse des simulations passe en outre par le post-traitement d'autres grandeurs biomécaniques non triviales, comme les répartitions d'efforts de contacts, le calcul du module équivalent des tissus mous sous contraction, etc...

Ces outils constituent la toolbox de *simulation* présentée Figure 62. Les différents composants réalisant le calcul des données *biomécaniques* à partir des données *brutes* exportées par le code de calcul sont représentés en jaune sur la Figure 72. La définition de ces quantités et la description de leur mode de calcul respectives sont présentés au chapitre 2.4.1.

En ce qui concerne l'optimisation proprement dite, nous avons choisi d'utiliser le logiciel LS-OPT®, afin de nous épargner la programmation d'une méthode de minimisation. Ce programme est conçu pour résoudre des problèmes d'optimisation paramétrique de modèles LS-DYNA®, mais ne permet pas – dans sa définition classique – l'optimisation de fonctions objectifs calculées la base de dépouillements complexes. Nous avons donc dû mettre au point une méthodologie spécifique afin d'interfacer LS-OPT® à notre modèle : cette approche est décrite au paragraphe 2.4.2.

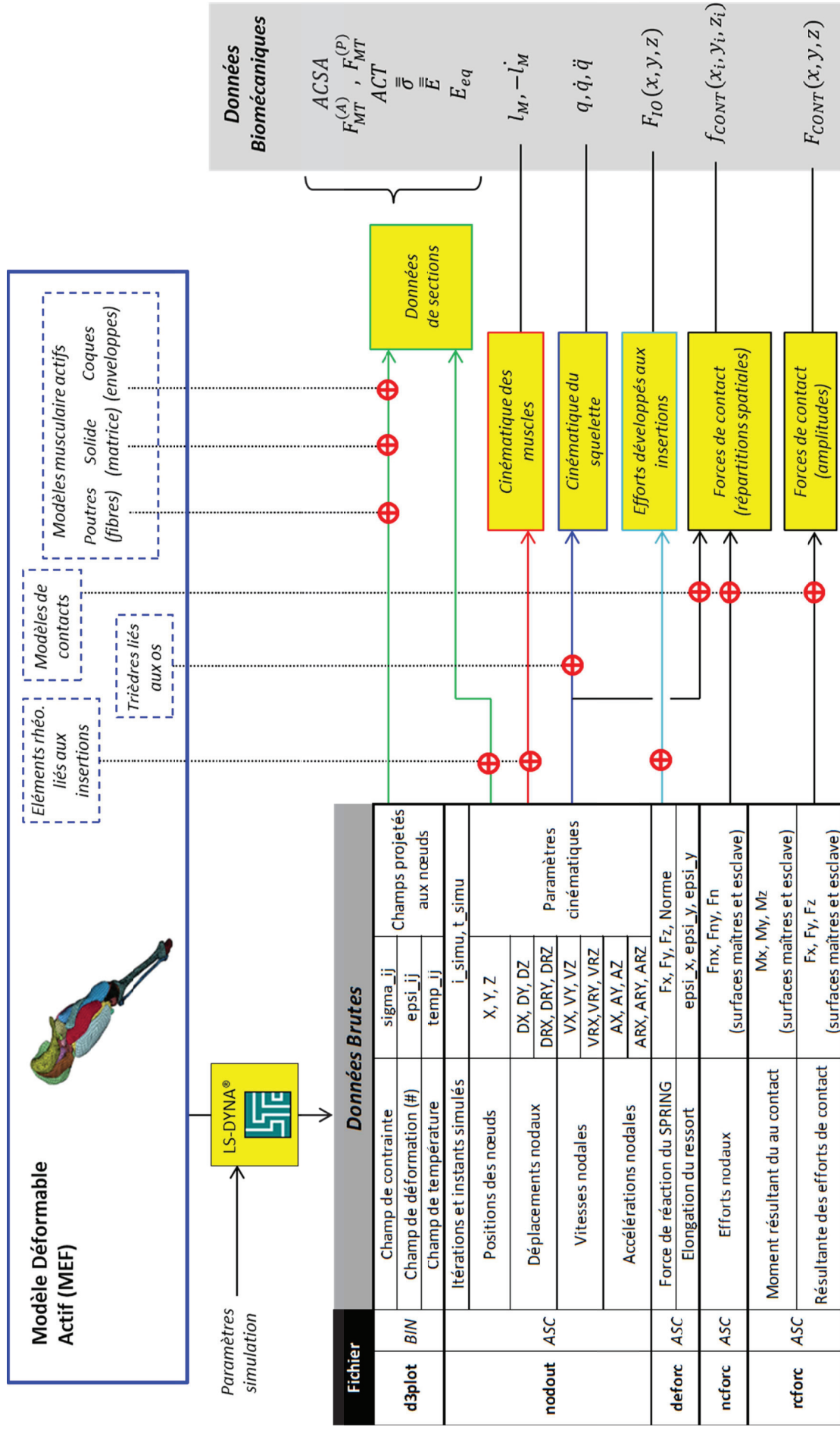


Figure 72 – Blocs fonctionnels de la toolbox de simulation

(#) : Tenseur de Green-Lagrange – BIN : fichier binaire – ASC : fichier ASCII

2.4.1. Calcul des grandeurs biomécaniques

Toutes les données dont il est question dans ce paragraphe sont synthétisées sur la Figure 72.

a) Calcul des efforts transmis par les contacts

Les efforts transmis entre les solides par le biais des contacts mécaniques sont calculés, au niveau des surfaces maîtres et esclaves. La résultante de ces efforts est calculée à chaque instant, les composantes sont exprimées dans le repère global du modèle, et sont stockés dans le fichier **rcforc**. L'existence d'un effort permet d'établir s'il y a couplage mécanique entre deux solides S1 et S2.

Notons que la congruence des surfaces en contact n'étant pas homogène, l'effort transmis n'est donc jamais réparti de manière uniforme sur tous les éléments de contacts : la seule *résultante* est donc insuffisante pour quantifier la répartition spatiale des efforts de contact. Or la connaissance de cette donnée peut s'avérer intéressante, par exemple pour le calcul du chargement mécanique réel s'appliquant à la frontière d'un organe (utilisé comme condition au limite d'un sous modèle élément fini). Pour connaître la répartition spatiale à un instant donné, nous effectuons donc un post-traitement supplémentaire, consistant d'abord à extraire du fichier **ncforc** les efforts de contacts nodaux (calculés sur l'ensemble des éléments d'un contact sélectionné au préalable par l'utilisateur), puis la position instantanée des nœuds concernés (fichier **nodout**). Cela nous permet de reconstituer la répartition spatiale $f_{CONT}(x_i, y_i, z_i)$, où x_i, y_i, z_i sont les coordonnées du nœud i .

Remarques :

- Ce traitement a été utilisé pour définir les conditions aux limites du sous-modèle déformable de fémur, utilisé pour l'étude de la compression du fémur en contraction isométrique, présentée en application.
- L'utilisateur a la possibilité de désactiver l'ensemble les contacts avant l'exécution du calcul Éléments Finis, ce qui revient à ne pas prendre en compte les interactions mécaniques entre les solides dues aux efforts tangentiels et normaux aux parois. Dans ce cas de figure, le bilan des actions mécaniques qui s'exercent sur le squelette est identique entre le modèle déformable et le modèle MCR : la comparaison de ces résultats « SANS contacts » avec ceux obtenus AVEC la modélisation de contact permet de quantifier l'influence de l'effet de couplage mécanique sur chaque quantité biomécaniques.

Cette approche est actuellement mise en œuvre pour la rédaction d'un article [170] portant sur l'étude de l'influence des interactions mécaniques des tissus mous de la cuisse sur le calcul du module d'élasticité équivalent, présenté à l'ICCB 2015 (en cours de rédaction).

b) Cinématique du squelette

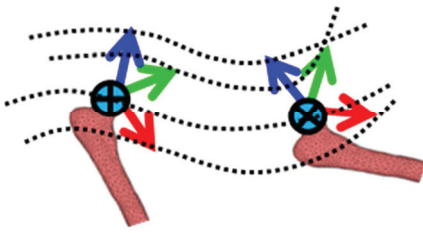


Figure 73 – Calcul de la cinématique squelettique

Calculer la cinématique du squelette revient à extraire la position du centre du trièdre liés à l'os courant (considéré comme indéformable), puis à déterminer les composantes instantanées des vecteurs $\vec{u}, \vec{v}, \vec{w}$ dans le repère global (Cf. Figure 73).

On détermine ces composantes à partir de la trajectoire des quatre nœuds formant le trièdre courant, extraite du fichier **nodout**.

c) Cinématique musculaire

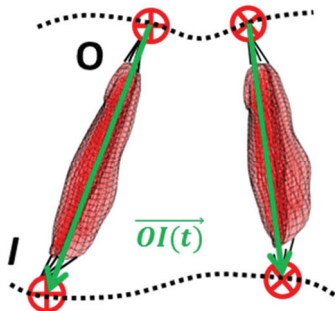


Figure 74 – Vecteur-longueur associé au modèle musculaire

On définit le vecteur-longueur \vec{OI} de chaque muscle comme le vecteur reliant les nœuds des deux éléments rhéologiques modélisant l'origine et l'insertion du muscle sur le squelette (Cf. Figure 74).

Ce vecteur est exprimé dans le repère global à partir de la trajectoire des nœuds des éléments rhéologiques, extraites du fichier **nodout**.

Les paramètres cinématiques du modèle musculaire, c'est-à-dire la longueur l_M et la vitesse de raccourcissement $-\dot{l}_M$, sont déterminés comme suit, partir du vecteur \vec{OI} :

- $l_M(t_i) = \|\vec{OI}(t_i)\|$ où t_i est instant de la simulation au pas de temps courant.
- $-\dot{l}_M(t_i) = \frac{l_M(t_i - \frac{\Delta t}{2}) - l_M(t_i + \frac{\Delta t}{2})}{2}$ où Δt est le pas de temps de stockage des résultats du calcul.

Remarque :

Dans le modèle MCR, la définition du trajet \vec{OI} influence le calcul des bras de levier musculaires. C'est la raison pour laquelle on a recours à des via-points pour représenter correctement la ligne d'action de certains muscles, dont le trajet n'est pas rectiligne de l'origine à l'insertion (cas du *tenseur du fascia lata*, du *sartorius*, du *droit antérieur*, des *trois vastes* et des *gastrocnémiens*).

Dans le modèle déformable, le vecteur \vec{OI} ne conditionne pas les bras de leviers : ceux-ci résultent directement du trajet réel des muscles, c'est-à-dire de la déformation instantanée de la géométrie volumique. Par conséquent, le vecteur \vec{OI} ne sert dans les faits qu'à déterminer l'orientation de la coupe dans laquelle sont calculés les efforts développés par les modèles contractiles. Ainsi, la définition proposée au paragraphe 2.4.1 c) (qui ne fait pas intervenir la notion de via-point) est suffisante pour calculer la norme de ces forces.

d) Données de sections musculaires

L'évaluation des grandeurs biomécaniques calculées dans les coupes des modèles musculaires sont présenté sur la figure 74. L'ensemble de ces traitements sont basés sur l'exploitation des champs stockés dans le fichier de sortie binaire **d3plot**, exporté par LS-DYNA® à l'issue du calcul.

Connaissant le numéro de la (des) entité(s) intersectée(s) – matrice (HEXA), enveloppe (QUAD), fibres actives (BEAM) – et les coordonnées (P, \overrightarrow{nP}) de la coupe à l'instant considéré (t_i), la toolbox écrit puis exécute une macro-commande LS-PrePost® : ce script réalise le post-traitement par lot (*batch processing*) des données brutes nécessaire au calcul des grandeurs biomécaniques requises par l'utilisateur.

Par défaut, cette macro exporte les données suivantes sous la forme de fichiers ASCII :

- le maillage de la coupe (coordonnées des nœuds et éléments)
- l'aire de la zone intersectée (ACSA)
- les torseurs d'action mécaniques calculés dans la section du modèle actif (composantes dans le repère global R_0 , et composantes normales et transversale au plan de coupe)

Si l'utilisateur souhaite également analyser les valeurs projetées dans le plan de coupe d'un champ scalaire en particulier (par exemple, la répartition des contraintes dans la section), la toolbox exporte au format *.tif* la visualisation du champ en niveaux de gris, caméra orientée dans l'axe de la coupe. Après l'exécution de la macro, la toolbox importe sous MATLAB® l'ensemble des images correspondant aux champs post-traités. La détermination des valeurs des champs à chaque pixel des fichiers *.tif* est effectuée suivant l'algorithme suivant :

- import de l'image matricielle du champ courant (contenue dans le *.tif*),
- détermination de l'échelle des niveaux de gris, par lecture des extrema du champ dans la coupe à l'aide une méthode OCR dédiée (*Optical Character Recognition*).
- évaluation du champ en chaque pixel par correspondance des niveaux de gris avec l'échelle,
- calcul de la position de chaque pixel, par interpolation linéaire des coordonnées des nœuds du maillage de la coupe.

L'utilisateur dispose ainsi d'une structure générique contenant l'intégralité des données brutes liées à la coupe considérée. Ces données peuvent faire l'objet :

- d'une analyse directe, à l'aide des outils d'affichage graphiques MATLAB® standards (*Graphics/Basic Plots and Graphs*, *Graphics/Direction and Velocity Plots*, *Graphics/Bit-Mapped Images*, *3-D Visualization*) [171],
- de calculs complémentaires permettant de déterminer l'ensemble des grandeurs biomécaniques liés à la coupe (Cf. Figure 75, encadrés gris).

L'ensemble des opérations successives est réalisé automatiquement, ce qui permet d'intégrer le calcul de grandeurs complexes au sein de processus itératifs, comme le recalage des efforts musculaires du modèle déformable sur la consigne en force issue du modèle MCR, ou par rapport au module d'élasticité équivalent estimé dans une coupe du modèle musculaire.

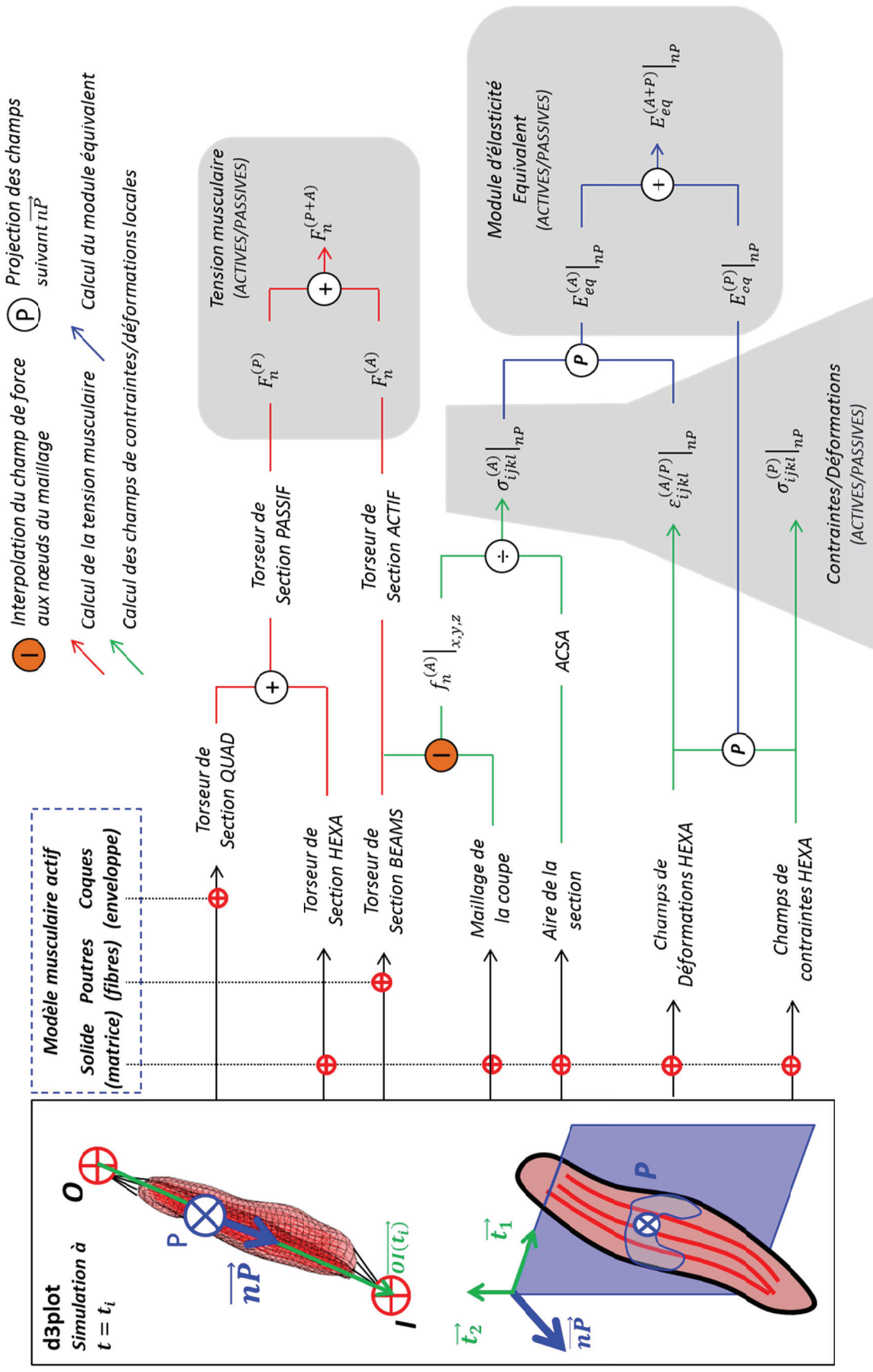


Figure 75 - Traitement des coupes du modèle musculaire actif

Evaluation de la tension musculaire développée par le modèle contractile (processus 7, Figure 75)

L'asservissement du modèle déformable à la consigne en force produite par le modèle MCR nécessite le calcul de la tension totale développée par chaque actionneur musculaire. On définit la notion de *tension musculaire associée au modèle actif* comme la somme des efforts calculés à l'intersection du modèle musculaire avec un plan normal au vecteur longueur \overrightarrow{OI} . Or cette force est la somme des composantes actives et passives de développée par chaque actionneur :

- la somme des forces normales à la section développées dans chacune des fibres du faisceau représente la composante active,
- la somme des forces normales à la section développées dans le maillage volumique et l'enveloppe externe représente la composante passive.

Pour calculer ces forces, il s'agit de définir la position P et l'orientation du plan de coupe \overrightarrow{nP} à l'instant considéré. On considère \overrightarrow{nP} comme le vecteur unitaire de \overrightarrow{OI} , et $\overrightarrow{OP} = \alpha_M \overrightarrow{OI}$ (α_M étant un paramètre défini par l'utilisateur permettant de choisir la position de la coupe dans la direction longitudinale du muscle) : connaissant les coordonnées instantanées du plan de coupe de chaque muscle, la toolbox extrait les efforts développés à l'intersection des éléments volumiques, des éléments de l'enveloppe de la surface et des poutres, puis somme chacune de ces contributions. Ce traitement est représenté sur la Figure 75 par le processus 7.

Calcul de module d'élasticité équivalent dans le plan de coupe, par la loi de Hooke

La distribution d'élasticité instantanée du tissu musculaire est fonction de l'élasticité passive du tissu, de l'état de contraction des fibres, et des contraintes dues aux chargements qui s'exercent sur le muscle à ses frontières (couplage mécanique entre les solides).

On se propose de quantifier la distribution du module d'élasticité équivalent dans le plan normal à la coupe $\left[E_{eq}^{(A+P)} \right]_{nP}$, en distinguant la contribution de la partie passive $\left[E_{eq}^{(P)} \right]_{nP}$ de la partie active $\left[E_{eq}^{(A)} \right]_{nP}$. Ce traitement, basé sur la théorie de l'élasticité linéaire, permet d'évaluer localement l'influence des différents facteurs d'influence sur la raideur passive et active. Il consiste à calculer le module à partir des tenseurs des contraintes et des déformations de Green-Lagrange, post traités dans le volume du modèle musculaire contractile à un instant t de la simulation.

A chaque nœud de la section musculaire, la composante passive du module est calculée comme suit,

- extraction des 6 composantes des contraintes et déformations calculées dans les éléments HEXA à l'intersection du plan de coupe
- projection des deux tenseurs (contraintes et déformations) dans l'axe normal à la coupe conformément à l'équation 12

$$T_n = \vec{n}^T \cdot \overline{\overline{T}}_{ijkl} \cdot \vec{n} \quad (eq. 12)$$

où $\overline{\overline{T}}_{ijkl}$ est le tenseur considéré,

\vec{n} la direction de la projection, et T_n la composante du tenseur dans la direction \vec{n}

- calcul du module équivalent suivant la loi de Hooke

$$E_{eq}^{(P)} \Big|_{nP} = \frac{\sigma^{(P)}}{\varepsilon^{(A/P)}} \Big|_{nP}$$

où $\sigma^{(P)}$ et $\varepsilon^{(A/P)}$ sont resp. les contraintes et déformations passives, projetés suivant \overrightarrow{nP} .

Les poutres du faisceau étant liées au maillage volumique (sans possibilité de glissement), le champ de déformation des éléments actifs est identique à celui des éléments passifs : $\varepsilon^{(A/P)} = \varepsilon^{(A)} = \varepsilon^{(P)}$.

On détermine la composante active du module comme suit :

- extraction des efforts développés par le faisceau de fibre à l'intersection du plan de coupe (composantes dans le repère global)
- interpolations linéaire des efforts aux nœuds du maillage de la section
- calcul des composantes du tenseur des contraintes actives dans le repère global, comme le rapport des efforts sur l'aire de la section
- projection des contraintes actives suivant la normale au plan de coupe
- calcul du module équivalent suivant la loi de Hooke

$$E_{eq}^{(A)} \Big|_{nP} = \frac{\sigma^{(A)}}{\varepsilon^{(A/P)}} \Big|_{nP}, \text{ où } \sigma^{(P)} \text{ est la contrainte active projetée suivant } \overrightarrow{nP}.$$

Cette approche permet de déterminer l'élasticité longitudinale du tissu musculaire, prenant en compte l'effet de la contraction musculaire et des couplages mécaniques, en cohérence avec le protocole de mesure du module d'élasticité par essai de traction uni-axial – protocole couramment employé pour caractériser le comportement mécanique *in-vitro* de tissus biologiques.

Ce mode de calcul conduit au module d'élasticité séquent, ce qui le restreint au champ d'application de la loi de Hooke : il n'est valable que sur la phase quasi-linéaire du comportement passif, et ne permet pas l'estimation de la raideur à déformation nulle.

La caractérisation des matériaux fortement non linéaire nécessite le calcul du module d'élasticité tangent par dérivation de la courbe du module d'élasticité équivalent. Par ailleurs, la caractérisation mécanique par écho-élastographie est basée sur le principe, fondamentalement différent, de la propagation d'une onde de cisaillement dans un milieu homogène. Il s'agit donc de déterminer le module d'élasticité en petites déformations autour d'un état donné de contraintes/déformation, c'est-à-dire le module tangent. Compte tenu des restrictions de l'approche "loi de Hooke" et du besoin de validation des hypothèses de l'approche "EE" (décrites p. 108) pour la caractérisation mécanique du muscle strié, on propose une seconde méthode de calcul du module basée sur la vitesse de propagation du module de cisaillement.

Ces différentes quantités sont présentées Figure 76.

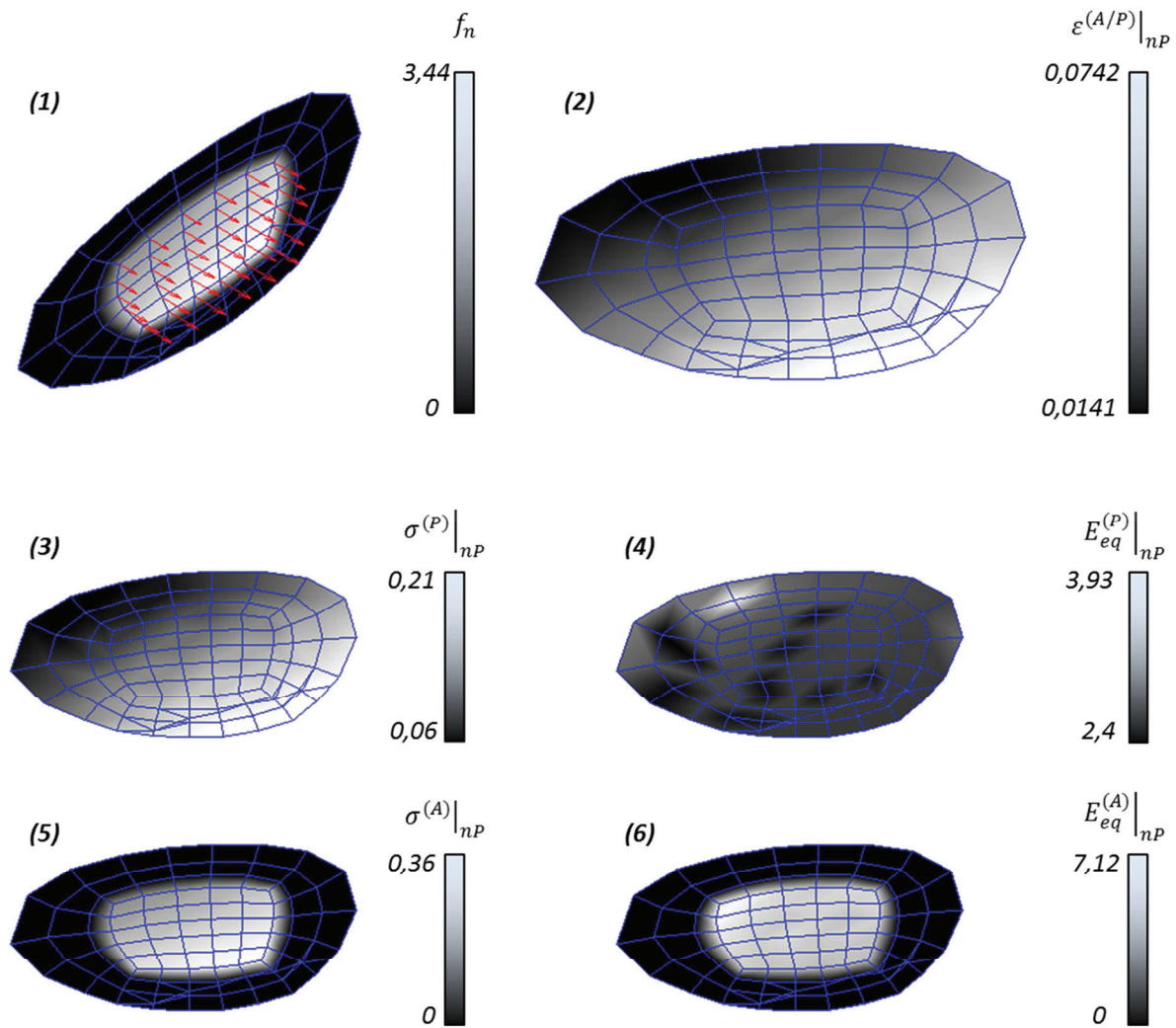


Figure 76 – Coupe du muscle droit antérieur

Les figures présentées sont obtenues en flexion partielle de jambe (15°), en considérant une FF d'activation homogène dans la zone active (partie centrale du maillage volumique). Le muscle est contracté pour développer une tension axiale totale de 241.5N. Les arêtes visibles représentent la projection des éléments intersectés par le plan de coupe.

(1) : forces actives (interpolation linéaire des forces de contraction du faisceau aux nœuds du maillage de la coupe). (2) : Tenseur de Green-Lagrange projeté suivant la normale. (3) Contrainte passive (MPa) (4) : Module équivalent passif (MPa). (5) : Contrainte active (MPa). (6) : Module équivalent actif (MPa). L'élasticité totale du muscle est la somme des iso-valeurs de (4) et (6).

e) Calcul du module de cisaillement, par approche écho-élastographique

L'objectif est d'évaluer le module équivalent conformément à l'équation 11. Pour cela, on se propose de calculer la *célérité* (également appelée *vitesse de phase*, ou *vitesse de propagation*) d'une onde de cisaillement se propageant dans la structure, consécutivement à l'application d'une impulsion $i(t)$ imposée à une zone restreinte du maillage.

Il est envisagé d'appliquer cette approche de calcul du module à l'issue d'une simulation de contraction musculaire sur le modèle de MI. Cependant, la mise au point de la méthode et sa validation a été d'abord effectuée sur une modélisation plus simple, en traction passive sur un muscle isolé. La Figure 77 présente la mise en œuvre de cette approche pour l'analyse de la raideur locale d'une éprouvette constituée d'un échantillon de muscle de paroi abdominale, soumise à un chargement de traction uni axiale. Il s'agit d'une simulation représentant un essai *in-vitro* préparatoire réalisé au cours de la thèse de Doris Tran [172]. Cet essai avait pour objectif de comparer le module d'élasticité, caractérisé d'une part de manière classique (à partir des données de l'essai de traction : force de réaction et déplacement relatif des mors), et par mesure EE simultanées d'autre part.

La simulation se déroule en trois étapes (Figure 77-3) : La phase ① consiste à charger la structure à l'instant considéré (i.e. à imposer le déplacement des mors, dans le cas de l'essai de traction). La phase ② consiste à imposer l'impulsion $i(t)$ (Figure 77-2), en maintenant l'état de chargement de la structure, par déplacement des nœuds. L'onde de choc se propage de proche en proche au cours de la phase ③. La Figure 77-4 représente l'onde de choc à un instant t de la phase de propagation.

La célérité du front, représenté en vert sur la Figure 77-4, est obtenue en analysant les iso-valeurs de la norme du champ de déplacement, calculés au cours de la propagation. Les iso-valeurs présentées Figure 77-4 représentent ce déplacement à un instant t de la phase ③. Considérons j points de la structure, alignés suivants la normale au front d'onde, et distants de la longueur (connue) $dc_{i|i+1}$ (Cf. Figure 77-4) : la vitesse de propagation moyenne $c_{i|i+1}$ entre deux points successifs P_i et P_{i+1} est calculée en déterminant les instants t_i et t_{i+1} , correspondant au franchissement des deux positions par le front d'onde. Connaissant le déphasage $\Delta t = t_{i+1} - t_i$ et la longueur $d_{i|i+1}$ du segment $S_{i|i+1}$, on calcule alors $c_{i|i+1} = \frac{d_{i|i+1}}{\Delta t}$, puis le module de cisaillement suivant l'équation 11 (Cf. Figure 77-5).

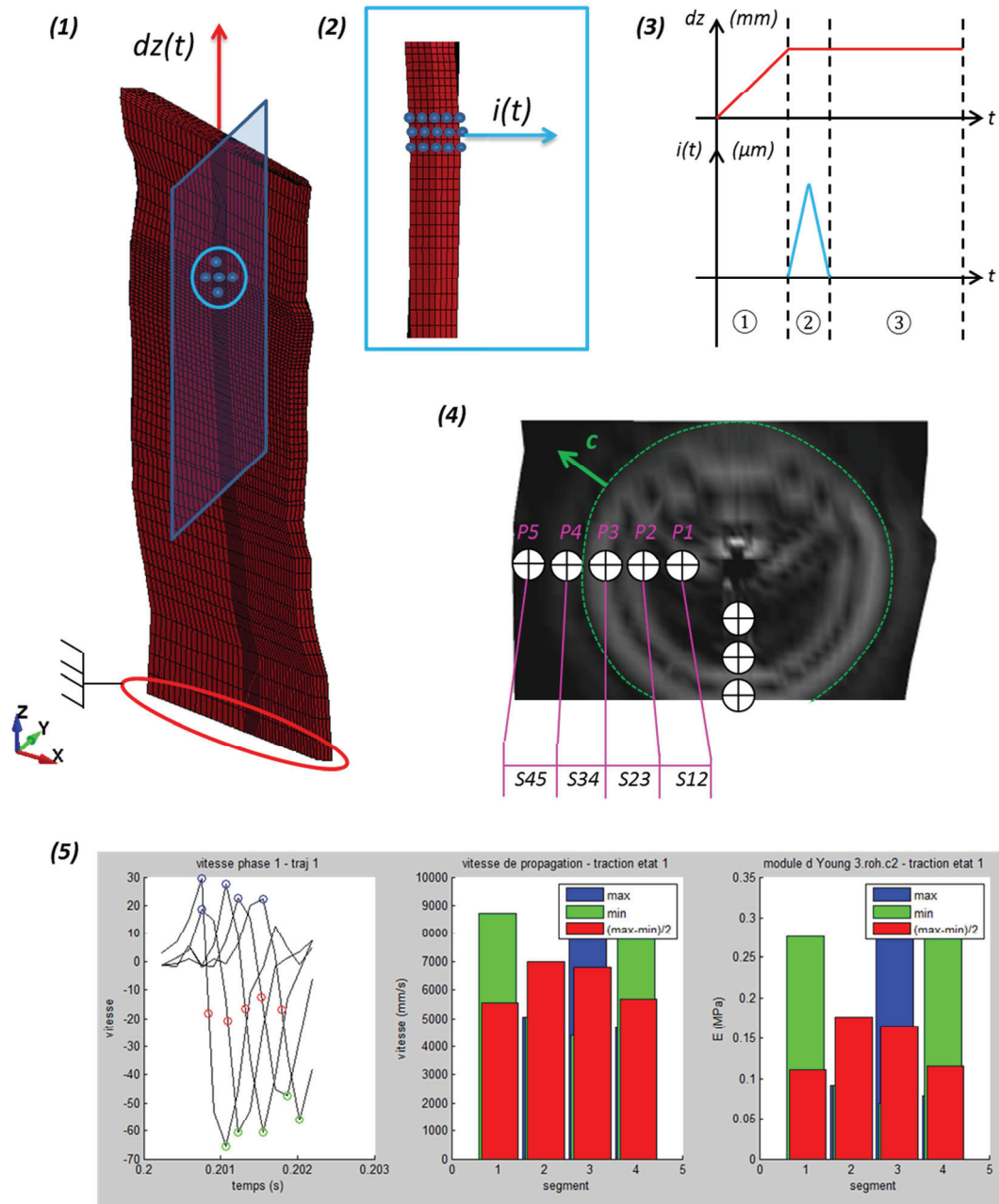


Figure 77 – Calcul du module d'élasticité par propagation d'onde de cisaillement
(Application à un essai de traction uni axial)

- (1) : Maillage et conditions aux limites de l'essai de traction (2) : Impulsion transversale imposée à la structure.
(3) : Evolution temporelle des chargements (4) : Propagation de l'onde de cisaillement, et points de mesure.
(5) : Calcul de la vitesse de propagation, et du module équivalent associé.

Remarques :

- Nous avons choisi de développer cette approche méthodologique et les outils associés sur la base de la modélisation d'un essai de traction pour lequel nous disposons de données expérimentales permettant de valider nos résultats. Ces travaux ont permis la réalisation d'une étude de la sensibilité du module d'élasticité en fonction des caractéristiques passives des tissus musculaires, conduite par Anicet le Ruyet dans le cadre de son Master M2R [2].

Ces travaux sont disponibles en **Annexe 2**, le lecteur est invité à s’y référer pour plus de détails tant sur les aspects de modélisation que sur la validation.

- Ces outils sont transposables pour l’analyse de l’élasticité locale des muscles du MI sous contraction, dès lors que l’utilisateur dispose de maillages musculaires adéquats (i.e. suffisamment fins pour représenter la propagation de l’onde de choc avec une résolution suffisante). Cela permet d’envisager la validation du modèle MSK au regard de données EE acquises *in-vivo*.
- Cette méthodologie par mesure de propagation d’onde autorise le calcul de l’élasticité locale dans le cas de déformations nulles. Cependant, la validité de ce mode de calcul est conditionné par les hypothèses d’homogénéité et d’isotropie des tissus, présentées p.108. Des travaux complémentaires sont donc nécessaires pour s’assurer de la robustesse des modules d’élasticité locaux obtenus expérimentalement dans le cadre de tissus mous.

2.4.2. Exécution des simulations et outils d'optimisation

A ce stade du développement, on dispose d'un modèle volumique déformable LS-DYNA® déterministe du système MSK, dont les données d'entrée sont la cinématique du squelette et les paramètres des modèles musculaires, c'est-à-dire les coefficients des LdC matériau et la consigne thermique imposées aux poutres actives.

La mise en œuvre de ce modèle pour l'AQM nécessite son couplage un modèle de dynamique musculaire (Cf. paragraphe 2.3.8). En première approche, ce couplage consiste à asservir le modèle déformable à la cinématique ostéoarticulaire et aux efforts musculotendineux calculés par le modèle multi corps rigide (conformément à la Figure 61). En termes de conditions aux limites, cela se traduit pour chaque instant :

- à imposer la cinématique, calculée par optimisation multi-segmentaire
- à optimiser les paramètres des modèles musculaires, afin de minimiser l'écart entre la réponse en force du modèle déformable et les efforts calculés par optimisation statique.

Nous avons développé les outils réalisant (entre autres) le post-traitement des composantes actives et passives de la tension musculaire, dans le cadre d'un processus automatisé : ces données sont donc accessibles à l'issue du calcul direct.

Le calcul des paramètres musculaires nécessite l'exécution de cette séquence (ou *pipeline*) « simulation – post-traitement des efforts » au sein d'une boucle d'optimisation. Nous avons choisi d'utiliser le programme LS-OPT® pour réaliser ce traitement.

Conçu pour réaliser l'optimisation paramétrique de modèles LS-DYNA®, la mise en œuvre classique de LS-OPT® (Cf. Figure 78) consiste à minimiser une fonction objectif calculée sur la base de données standards (telles que des efforts de contacts, des déplacements nodaux, etc...), stockées dans les fichiers de sortie.

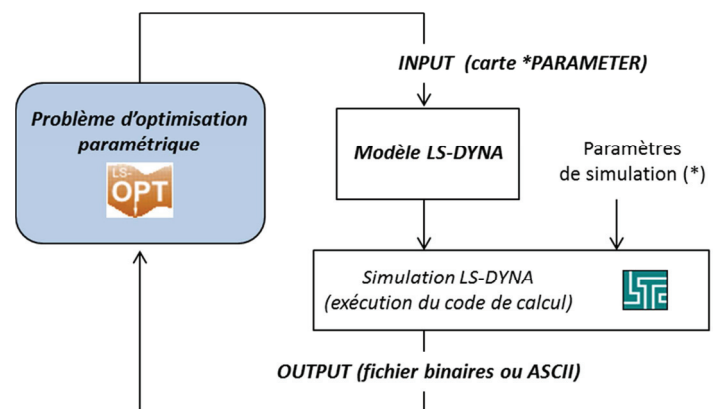


Figure 78 – Problème d'optimisation standard sous LS-OPT
(*) : nombre de CPU, mémoires, etc...

Dans cette configuration, l'utilisation des efforts musculaires (calculé suivant le processus de calcul de la tension musculaire ↗, Cf. Figure 75) comme paramètre de la fonction objectif est impossible. En conséquence, nous avons été amenés à développer une méthodologie spécifique pour la mise en donnée du problème d'optimisation, permettant d'interfacer LS-OPT® avec notre toolbox de post-traitement MATLAB®.

Nous nous sommes inspirés du cas test [173], qui présente la recherche du minimum d'une fonction analytique polynomiale à deux variables $f(x, y)$. Dans cette configuration, LS-OPT® optimise un script PERL, qui réalise le calcul de f pour les valeurs courantes (x_i, y_i) des paramètres d'entrée, en lieu et place d'un modèle LS-DYNA®. Ce script écrit un fichier texte *OUTPUT.txt*, contenant la valeur $f(x_i, y_i)$ à l'issue du calcul. LS-OPT® identifie la déclaration des flottants (x_i, y_i) en en-tête du script PERL

comme paramètres d'entrée (INPUT) du modèle direct, et la (les) valeur(s) contenue(s) dans le fichier *OUTPUT.txt* comme grandeur de sortie utilisée dans le calcul de la fonction objectif.

Notre approche consiste donc à remplacer le calcul de la fonction analytique effectué par le script PERL, par le *pipeline* en cinq étapes, effectuant pour chaque itération de la méthode d'optimisation :

- 1/ l'initialisation de la simulation courante (i.e. la création du répertoire et du système de fichier compatible avec l'environnement LS-OPT®)
- 2/ la mise à jour du modèle déformable, en fonction des paramètres courant générés par l'algorithme de minimisation de LS-OPT®
- 3/ l'exécution en batch du modèle LS-DYNA®, pour le jeu de paramètres courant
- 4/ l'exécution de la toolbox de post-traitement pour le calcul des forces musculaires, et l'écriture des valeurs dans le fichier *OUTPUT.txt*
- 5/ le passage à l'itération suivante, dès que les valeurs de sorties sont bien disponibles dans le fichier de sortie.

La Figure 79 représente les échanges de données entre LS-OPT®, le modèle MSK, le code de calcul et la toolbox de post-traitement MATLAB®, géré par le script PERL.

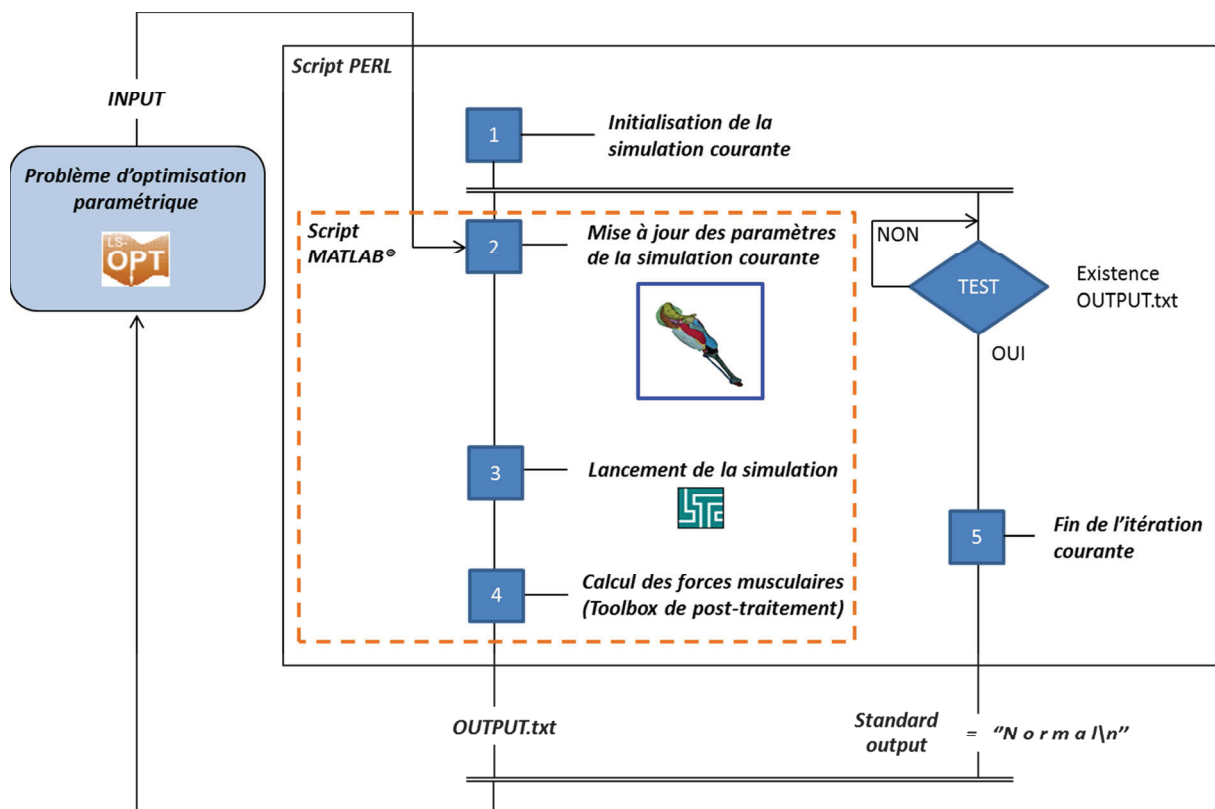


Figure 79 – Méthodologie d'optimisation paramétrique de modèles mixtes, sous LS-OPT®

Le système de fichiers généré est compatible avec l'interface graphique d'LS-OPT® : l'utilisateur a la possibilité de lancer l'optimisation directement depuis cette interface, et effectuer toutes les opérations de pré et post-traitement du problème d'optimisation offertes par le logiciel. L'utilisateur a donc accès à l'ensemble des fonctionnalités du programme (méthode d'optimisation, paramètres

du solveur, etc...) sans avoir à réaliser de développement supplémentaires. Cela facilite la mise en donnée du problème d'optimisation [FC5], et réduit les erreurs d'analyse [FC6] (Cf. Figure 58). Cette approche est par ailleurs très flexible en terme de mise en donnée du problème d'optimisation, tant au niveau du choix des méthodes de résolution que de la définition des paramètres optimisés et de la fonction objectif.

Notons également que le script PERL exécute le code LS-DYNA® par l'intermédiaire d'un batch MATLAB® : cette approche permet dans les faits d'utiliser LS-OPT® pour l'optimisation paramétrique de modèles mis en donnée sous des environnements quelconques (autre code Élément Finis, autre méthode numérique...), ce qui facilite la migration des modèles en fonction de l'évolution des moyens informatiques et des logiciels utilisés [FC8] (Cf. Figure 58).

Le lecteur trouvera en **Annexe 3** les détails concernant les aspects « programmation ». Ce document comporte une validation de la méthode, sous la forme d'un cas test conforme à la définition de la Figure 60, et dont la solution analytique est connue. Ces outils ont par ailleurs été utilisés pour réaliser deux études "en condition réelles" : la mise au point du modèle musculaire actif présentée au paragraphe 2.2 [1], et l'analyse de sensibilité du module d'Young équivalent effectuée par Anicet le Ruyet présentée en **Annexe 2**. Ils ont donc fait preuve de leur robustesse dans le cadre d'applications effectives.

2.5. Bilan

Les développements présentés dans ce chapitre permettent d'analyser et générer automatiquement des modèles volumiques déformables à capacité contractile de système MSK personnalisés – en particulier du MI – en conformité avec les descriptions anatomiques et physiologiques présentées au chapitre I. Ces outils répondent aux besoins fonctionnels exprimés au paragraphe 1.2.5.

Nous les avons mis en application sur une reconstruction géométrique du sujet mâle du projet Visible Human®, dans le cadre des deux études suivantes, présentées au chapitre III :

- Analyse de l'influence du couplage mécanique des forces musculotendineuses de la cuisse, en contraction isométrique et en flexion partielle du genou.
- Analyse des efforts de compression dans le fémur, en contraction isométrique.

Nous discuterons des hypothèses constitutives du modèle au chapitre IV, ainsi que des résultats des différentes simulations, ce qui nous permettra d'identifier les limites actuelles du modèle et de proposer des axes d'améliorations.

Chapitre III :

Simulations

Les simulations que nous exposons dans ce chapitre ont pour objectifs :

- **1/** de mettre en évidence l'existence et l'influence des interactions mécaniques dues aux efforts « muscles sur muscles » et « muscles sur os », cette considération ayant motivé la réalisation de nos travaux,
- **2/** d'illustrer les capacités du modèle et de l'ensemble des développements que nous avons réalisés, à travers leur mise en application dans le contexte de l'AQM et pour l'étude des déformations du squelette.

3.1. Etude de l'influence des interactions mécaniques sur les tensions musculotendineuses

3.1.1. Description des simulations

Nous nous sommes focalisé sur la partie supérieure du MI gauche (G) composée de la région glutéale, de la cuisse et du genou. Le modèle utilisé est composé des organes listés dans Tableau 18. Disposant des données du cycle de marche déterminées dans le cadre du « *Grand Challenge Competition to predict in vivo knee loads* » [38, 39], nous avons choisi d'analyser le comportement du modèle MSK à deux instants caractéristiques du cycle :

- **à 1% du cycle (frame n°2)** : dans cette configuration, la jambe est tendue, le talon est posé au sol, le sujet se trouve en appui sur ses deux jambes (*Heel strike*, [position HS]).
- **à 14% du cycle (frame n°35)** : cet instant est au début de la phase d'appui du MI, le genou est fléchi à 15° le sujet est en appui monopodal (*Loading Response*, [position LR]).

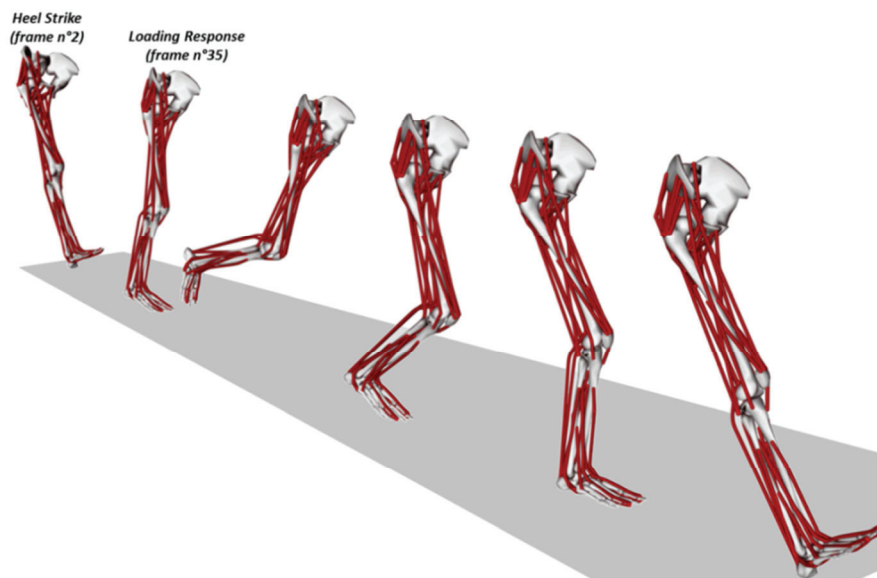


Figure 80 – Instant du cycle de marche analysés en déformable

Les efforts musculotendineux développés par les 17 muscles de ce modèle déformable ont été évalués par dynamique inverse à l'aide du modèle MCR représenté sur la Figure 80. Nous avons utilisé ces forces (valeurs indiquées dans le Tableau 1) pour réaliser une simulation volumique déformable, comprenant la phase en contraction isométrique de la cuisse (correspondant aux chargements du HS) puis la flexion du genou (LR).

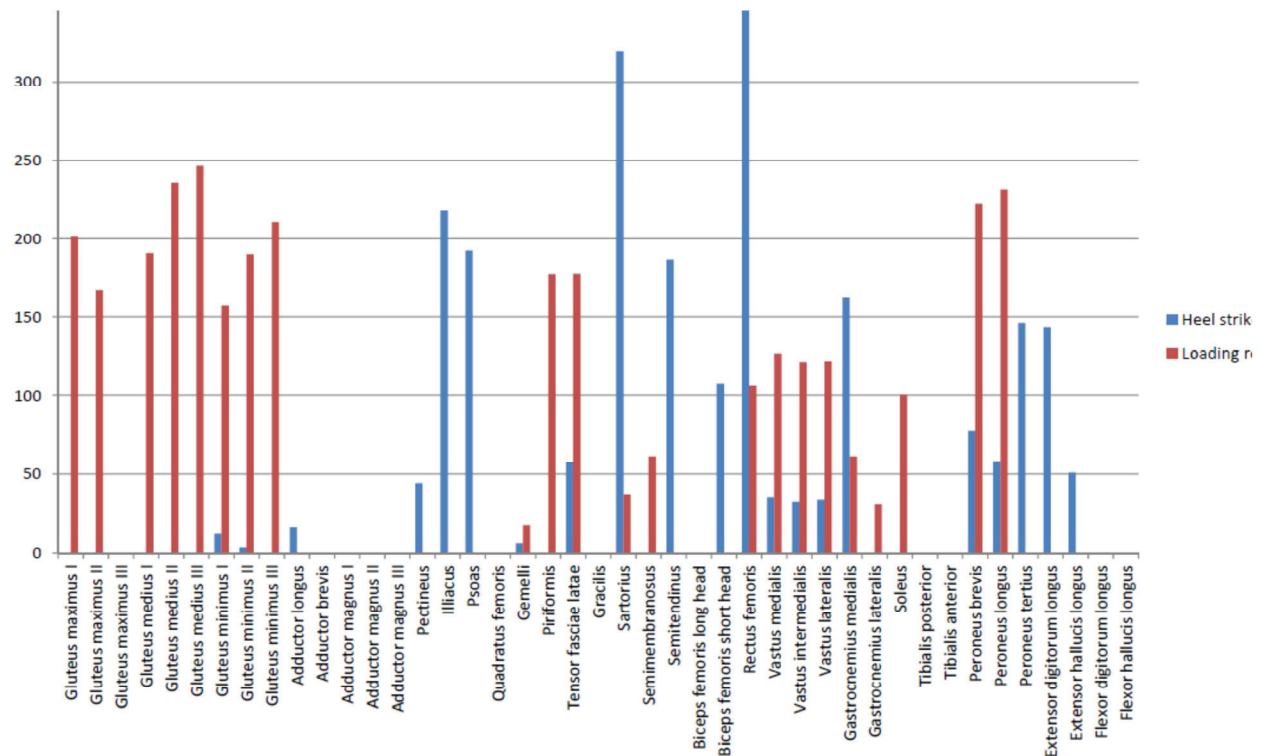


Figure 81 – Efforts développés en HS et LR (en N), par les 43 SMT du modèle MCR

organe	abréviation	cinématique		organe	Abr.	Tension musculaire (N)	
		HS	LR			HS	LR
os				muscles			
os coxal	bassin_G	fixe	fixe	vaste médial	MVM_G	35.30	127.30
fémur	femur_G	fixe	fixe	vaste interméd.	MVI_G	344.80	107.19
patella	patella	libre	libre	vaste latéral	MVL_G	32.80	122.10
tibia	tibia_G	FLEX=0°	FLEX=15°	droit antérieur	MDF_G	33.90	122.40
fibula	fibula_G	FLEX=0°	FLEX=15°	bic. fém. long chef	BFLC_G	0	0
				bic. fém. court chef	BFCC_G	0	61.90
ligaments				semi membraneux	SM_G	186.50	0
patellaire	LP_G			semi-tendineux	ST_G	0	368.80
croisé	LCA_G			gd. fessier (*)	GF_G	0	672.70
antérieur	LCP_G			moy. fessier (*)	MF_G	17.00	558.50
croisé	LL_G			petit fessier (*)	PF_G	0	0
postérieur	ML_G			court adducteur	CA_G	319.44	36.90
collatéral				sartorius	SA_G	44.00	0
fibulaire				pectiné	PE_G	0	0
collatéral				gd. adducteur (*)	GA_G	17.0	0
tibial				long adducteur (*)	LA_G	0	0
tendons				gracile	G_G	108.60	0
quadricipital	tend_quad_G						

Tableau 18 – Composants et chargements du modèle déformable

(*) : dans le modèle MCR, chacun de ces muscles sont modélisés par trois lignes d'action distinctes. Les forces indiquées sont la somme des trois contributions.

Une première simulation – dite « AVEC CONTACT », [SAC] – a consisté à activer les modèles musculaires actifs afin de converger sur la consigne en force déterminées à ces deux instants par le modèle MCR, le calcul prenant en compte l'ensemble des contacts mécaniques « muscles sur muscles » et « muscle sur os » spécifiés sur la Figure 69. Une fois déterminée les activations vérifiant la consigne en force, nous avons relancé la simulation en désactivant l'ensemble des modèles de contact (simulation dite « sans contacts », [SSC]).

Dans les deux cas, l'activation (i.e. la température imposée aux fibres contractiles) du système musculaire est identique : comparer les forces de réaction calculées dans les sections musculaires permet de quantifier l'influence des interactions mécaniques entre les organes sur les forces musculotendineuses (objectif 2/), aux deux instants caractéristiques du cycle de marche.

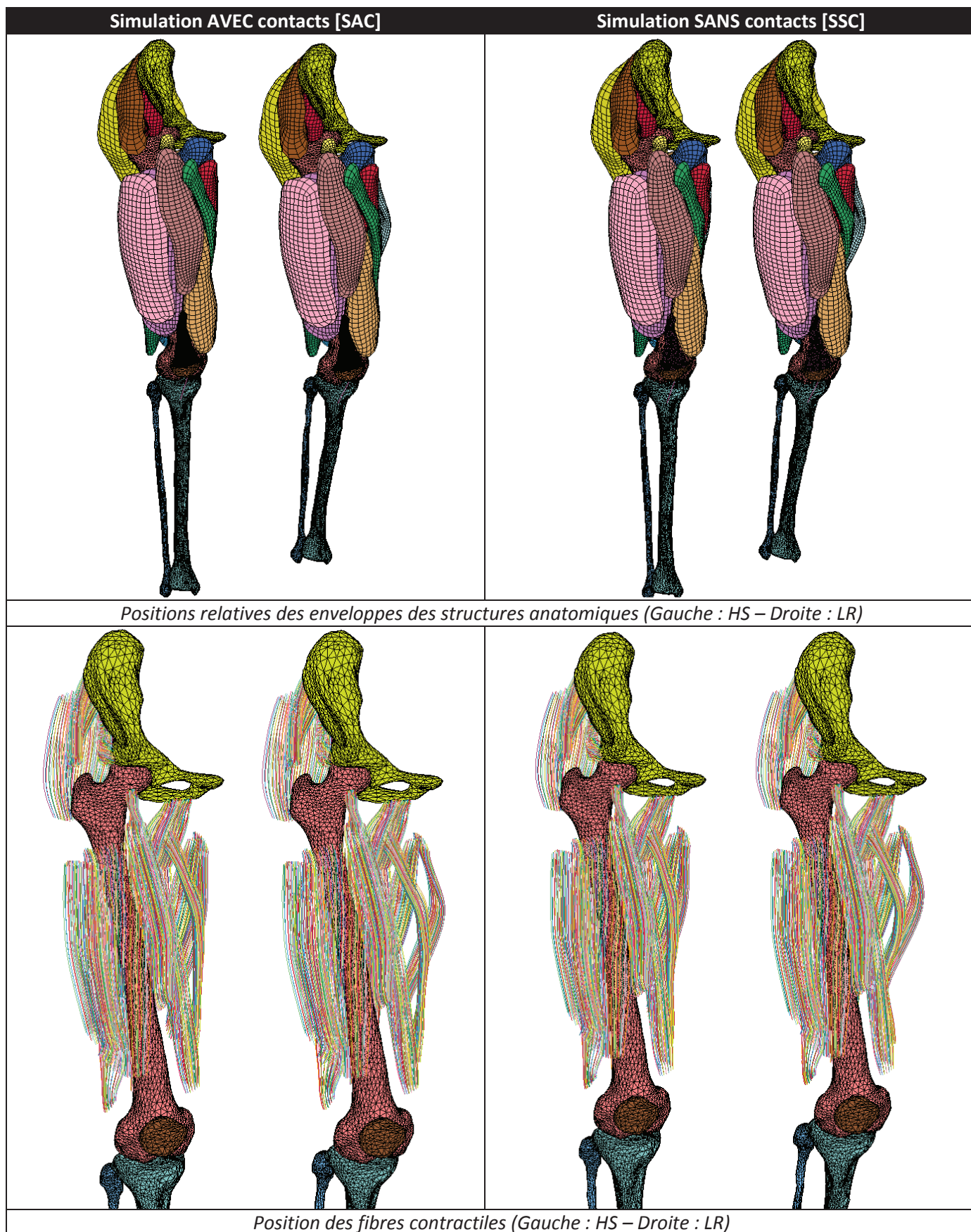
3.1.2. Résultats

Le temps de calcul du régime transitoire mécanique comprenant les deux frames est de l'ordre de 10 min, sur la machine HP 7600 HP Z600 (2x Quad Core Intel® Xeon® E5620 – 2.4GHz).

Les figures présentées dans le Tableau 19 rendent compte des déformations induites par les chargements du HS et du LR sur les enveloppes et les fibres musculaires, dans les deux configurations [SAC] et [SSC].

Les efforts calculés dans les deux configurations sont récapitulés dans le Tableau 20.

Les coupes des régions glutéales et de la cuisse présentées sur la Figure 82 permettent de visualiser les zones d'interpénétration entre les muscles, en HS et LR.



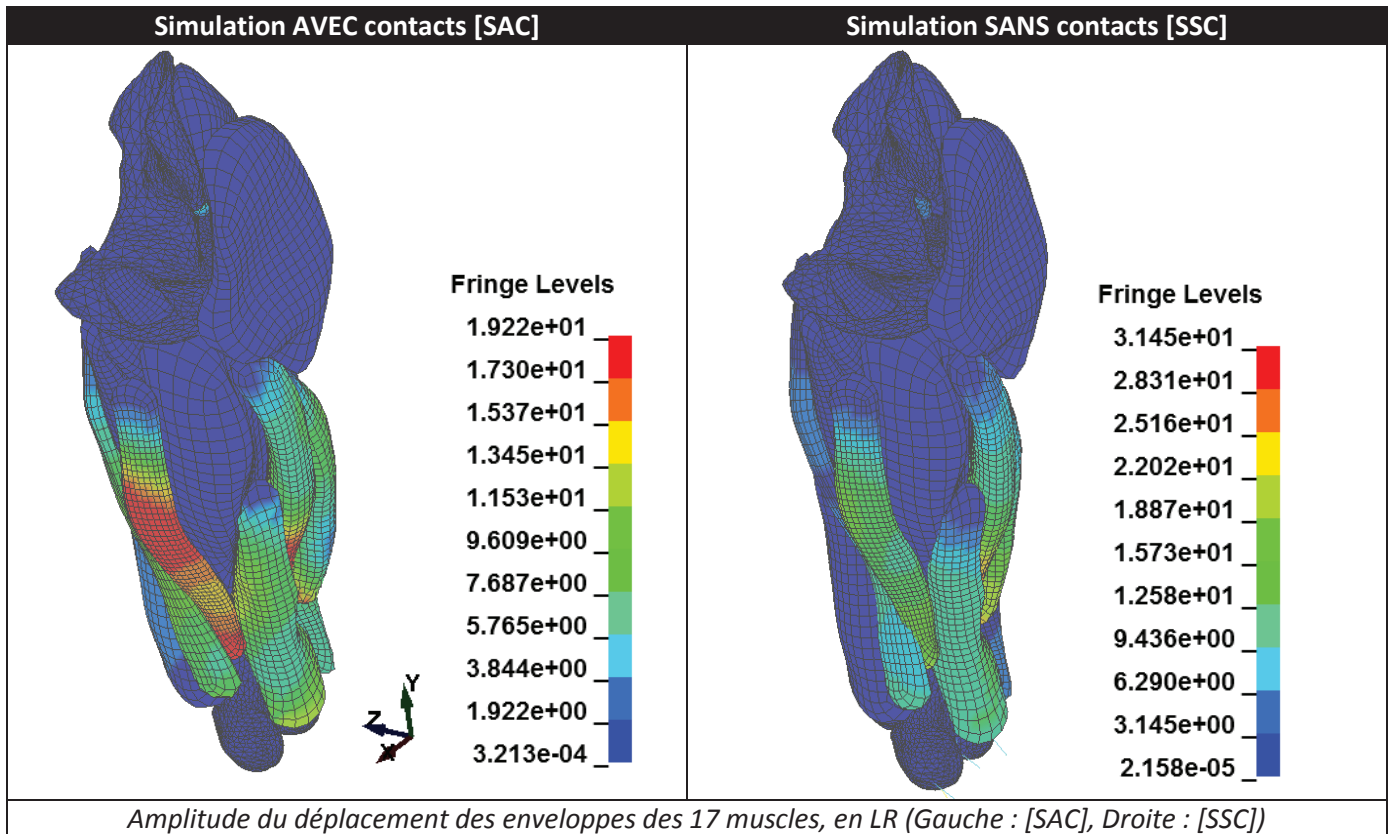
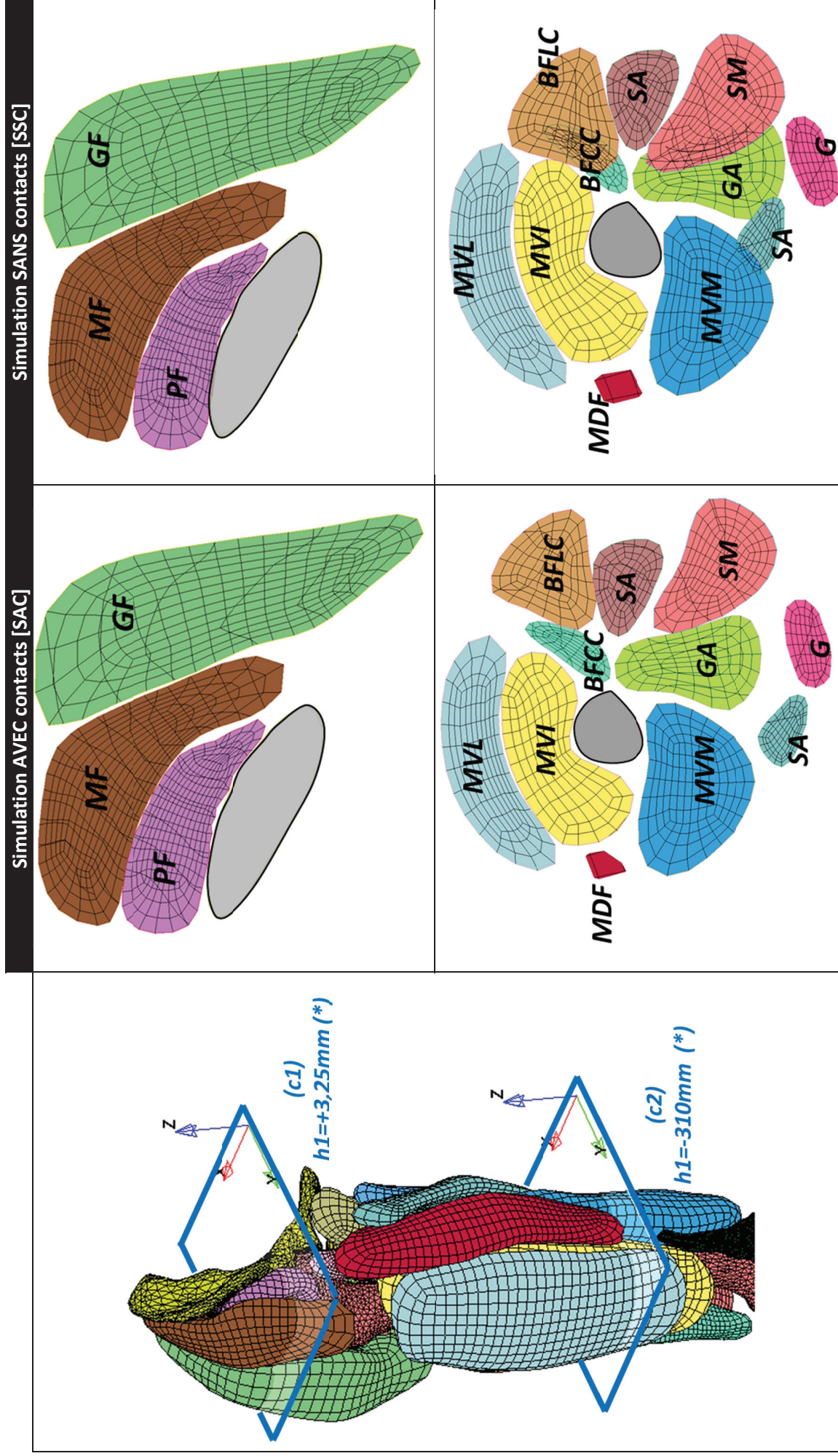


Tableau 19 – Comparatif des déformations du MI en [SAC] et [SSC]

Muscles	Forces MCR (N) (consigne)		Forces MEF (N)				Ecart (%) 100*(SSC – SAC)/SAC	
	HS	LR	SAC		SSC		HS	LR
			HS	LR	HS	LR		
MVM	35,3	127,3	25,0	101,8	16,39	106,7	-34,4	4,9
MDF	344,8	107,2	343,7	104,8	348,2	112,1	1,3	6,9
MVI	32,8	122,1	30,4	125,4	32,5	138,4	6,8	10,4
MVL	33,9	122,4	35,5	122,2	33,6	122,3	-5,5	0,1
BFLC	0	0	0	0	0	0	0	0
SM	0	61,9	0	63,3	0	37,99	0	-40,0
ST	186,5	0	186,6	0	186,6	0	0	0
GF	0	368,8	0	369,8	0	367,7	0	-0,6
MF	0	672,7	0	676,9	0	655,0	0	-3,2
PF	17,0	558,5	17,0	446,5	17,1	531,6	0,37	19,1
CA	0	0,00	0	0	0	0	0	0
SA	319,4	36,9	323,7	29,28	307,0	31,4	-5,15	7,2
PE	44,0	0	47,9	0	48,7	0	1,7	0
GA	0	0	0	0	0	0	0	0
LA	17,0	0	16,9	0	17,7	0	4,5	0
G	0	0	0	0	0	0	0	0
BFCC	108,6	0	111,3	0,1	111,1	0,1	-0,2	0,8

Tableau 20 – Tableau comparatif des forces musculotendineuses MCR-SAC-SSC



3.1.3. Analyse et discussion

On observe des écarts significatifs entre les forces musculotendineuses calculées AVEC et SANS contacts, pour les deux configurations de chargement de la cuisse (*Heel Strike* [HS] et *Loading Response* [LR]) que nous avons analysée. Ces écarts (compris entre 2 et 40% de la tension musculaire estimée par le modèle MCR) démontrent que le couplage mécanique du aux efforts transitant par les frontières des solides déformables a une influence significative sur la réponse en tension du SMT.

Ces écarts concernent à la fois :

- **les muscles profonds** (comme le petit fessier, le vaste médial ou le vaste intermédiaire). Une implantation profonde implique que la quasi-totalité de leur surface externe est en contact avec les tissus environnants : toute modification de conformité des tissus qui recouvre un muscle profond modifie ainsi sa réponse en force.
- **les muscles superficiels** dont les lignes d'action ne sont pas rectilignes, comme le sartorius ou le vaste latéral : prendre en compte le contact avec les structures qu'ils contournent réduit leur possibilité de rétractation par effet de "poulie", ce qui modifie la tension qu'ils développent.

Ces écarts sont moindres en *Heel Strike* qu'en *Loading Response* : ceci indique que l'influence des interactions mécanique sur les efforts évolue en fonction de l'avancement du cycle de marche :

- En *Heel Strike*, les écarts sont uniquement dus aux contacts engendrés par l'effet de "poulie" résultant de la rétractation des fibres : le squelette étant par définition immobile en contraction isométrique, les phénomènes de "globulisation" et de "pincement" sont inexistants.
- En *Loading Response*, la jambe est partiellement fléchie : cette flexion a tendance à raccourcir les muscles de la loge postérieure de la cuisse, entraînant une augmentation de leur section par "globulisation", et donc des efforts de contacts sur les tissus environnants. La flexion allonge également les muscles de la loge antérieure : la diminution de la concavité des muscles superficiels (comme le droit fémoral) a alors tendance à plaquer les muscles des couches profondes sur le fémur, par effet de "poulie". Enfin, les mouvements du squelette génèrent par ailleurs en eux même des contacts, par effet de "pincement" des structures déformables.

Cette analyse montre qu'il est nécessaire de poursuivre ce comparatif sur les autres phases du cycle de marche : quantifier l'évolution de l'influence du couplage mécanique sur la réponse en force du système musculaire peut en effet, alternativement :

- confirmer la force estimée par le modèle MCR (dans le cas où l'influence du couplage s'avère négligeable)
- apporter des éléments d'explication, lorsque les efforts sont jugés physiologiquement incohérents (cas où le couplage est significatif)

Ces résultats justifient d'envisager une stratégie de correction de l'activation du modèle MCR en fonction des écarts observés, et d'améliorer la quantification de cet effet de couplage, par :

- l'amélioration de la définition géométrique des modèles musculaires contractiles
- l'intégration de la modélisation des tissus interstitiels au modèle déformable (pour l'amélioration de la prédiction de l'influence du couplage sur les muscles profonds)
- d'ajouter la peau et les aponévroses externes (fascia), qui cloisonnent l'ensemble des tissus constituant le membre inférieur, et qui peuvent donc maximiser les effets du couplage.

3.2. Analyse de la compression du fémur en *Heel Strike*

3.2.1. Description de la simulation

Cette application consiste à étudier la compression du fémur soumis aux chargements mécaniques du *Heel Strike*. On se propose d'effectuer une simulation déformable du fémur, en utilisant le maillage volumique du fémur *Visible Human® Male* présenté Figure 83. Compte tenu des faibles déformations attendues, on considère une LdC linéaire élastique isotrope, en distinguant les propriétés mécaniques de la corticale de celle de l'os spongieux.

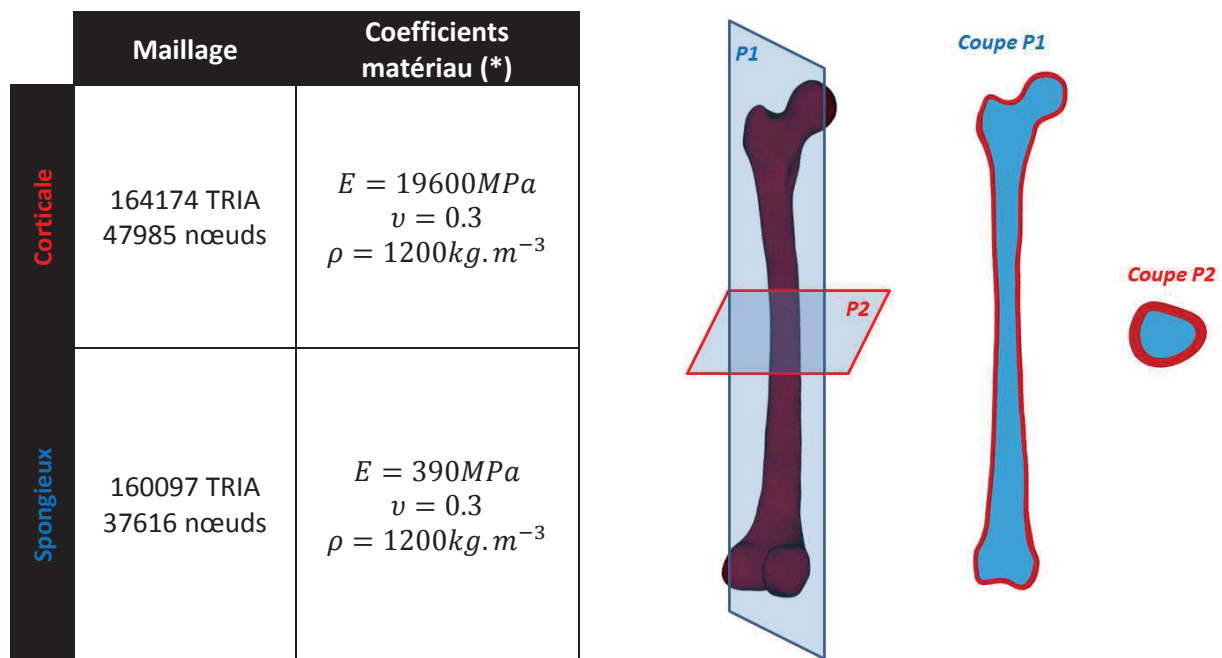


Figure 83 – Modèle déformable du fémur
(*) données moyennes, extraites de [174] et [175]

Dans cette configuration (contraction isométrique, squelette fixe), l'observation de la simulation SAC met en évidence que les modèles des muscles profonds de la cuisse (*vaste médial*, *vaste intermédiaire* *biceps fémoral court chef*, *grand adducteur*) ne transmettent aucun effort au fémur par l'intermédiaire des interfaces de contact, en raison de la distance qu'il existe entre les enveloppes

externes des maillages musculaires et la corticale dans notre modèle. Dès lors, le fémur est soumis aux efforts suivants :

- **les forces musculotendineuses** et **ligamentaires**, qui s'exercent sur le fémur à travers leur surfaces d'insertions respectives.
- **les efforts articulaires** qui s'exercent à travers les surfaces articulaires.

Le Tableau 21 récapitule les chargements appliqués au maillage déformable. Les forces musculotendineuses correspondent aux composantes X, Y, et Z des forces développées par les modèles musculaires actifs (Cf. Tableau 20, colonne 4), et sont appliquées aux barycentres des surfaces d'insertion musculotendineuses, issues de la reconstruction personnalisée du modèle déformable. Les efforts ligamentaires et articulaires correspondent aux efforts calculés par le modèle MCR, et sont appliquées respectivement aux centres des surfaces d'insertion ligamentaires personnalisées, et aux nœuds des surfaces articulaires de la tête fémorale et des condyles (positions établies conformément aux descriptions du Tableau 16).

Forces (N)		Fx	Fy	Fz
Forces articulaires	Hanche :			
	Tête fémorale	-169.6	-1137.6	-246.2
	Genou :			
	Condyle médial	29.0	418.5	40.3
	Condyle latéral	73.6	1061.6	102.3
Forces musculotendineuses	BFCC	25.6	108.8	6.7
	CA	0	0	0
	GA	0	0	0
	GF	0	0	0
	MF	0	0	0
	PF	-17.3	-28.4	-82.1
	MVI	0.4	30.9	1.8
	MVL	-2.1	36.3	0.1
	MVM	-0.6	26	2.4
	PE	-12.7	44.1	19.8
	LA	2.9	16.5	3.9
Forces ligamentaires	LCA	1.1	-190.6	179.6
	LCP	-12	-21.1	0.2
	ML	0	0	0

Tableau 21 – Chargement du modèle déformable du fémur, en HS

Remarques :

- L'équilibre statique du fémur sous l'action de ces forces n'étant exactement vérifié, on impose une condition d'encastrement aux nœuds situés sur l'extrémité supérieure de la tête fémorale. Appliquer au modèle déformable les efforts estimés par le modèle MCR est une démarche de plus en plus répandue en biomécanique [34]. L'évaluation de l'équilibre statique qui en résulte est très rarement renseignée. Il y a là certainement une possibilité d'amélioration du couplage entre les deux modèles, au même titre que l'optimisation de la consigne thermique pour activer les muscles qui a été proposée dans ce travail de thèse.
- Les chargements du Tableau 21 sont appliqués progressivement, suivant une rampe linéaire.

3.2.2. Résultats

Les Tableaux 21 et 22 présentent les champs de contrainte calculés sur différentes zones du fémur.

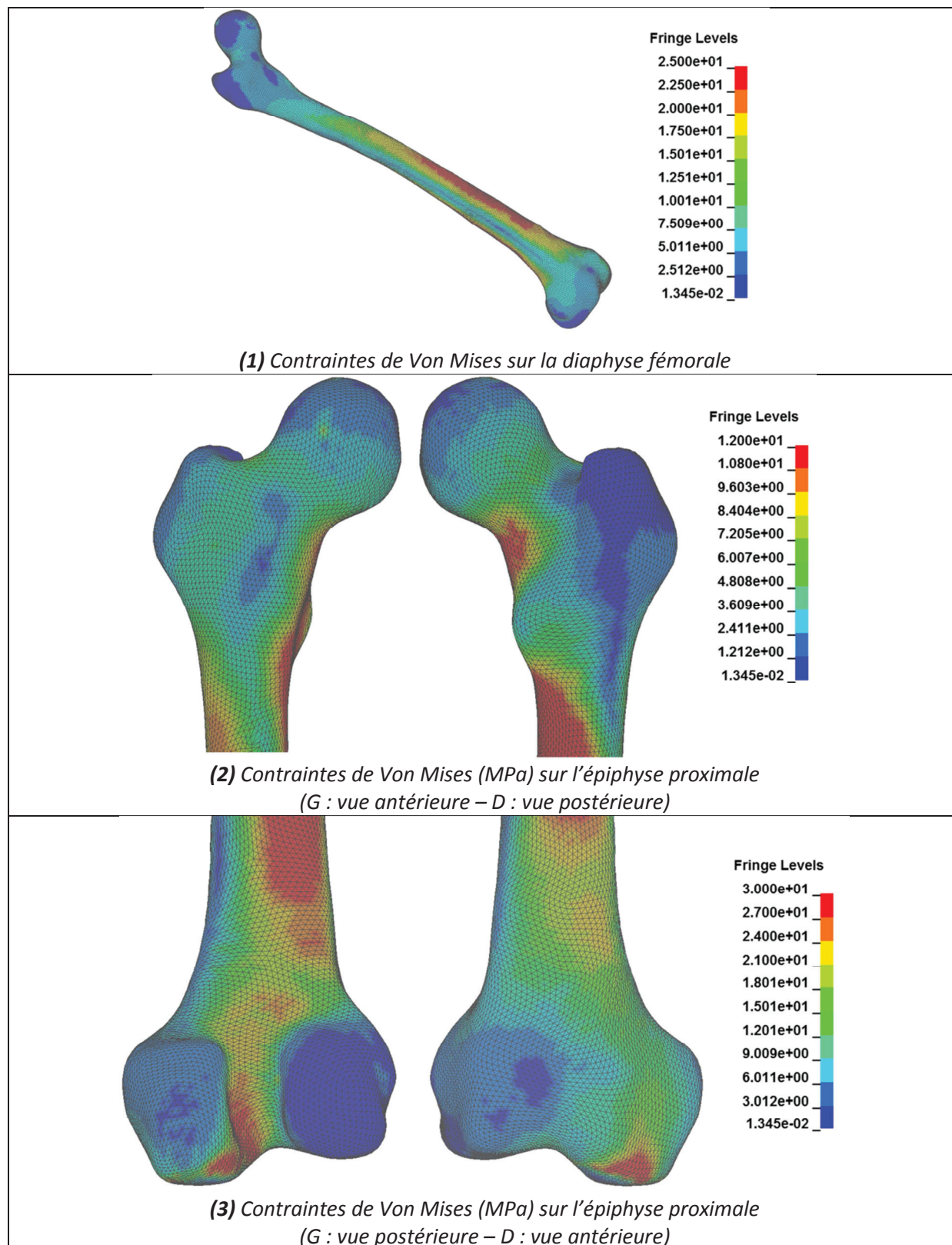


Tableau 22 - Contraintes de Von Mises sur la paroi de la corticale du fémur

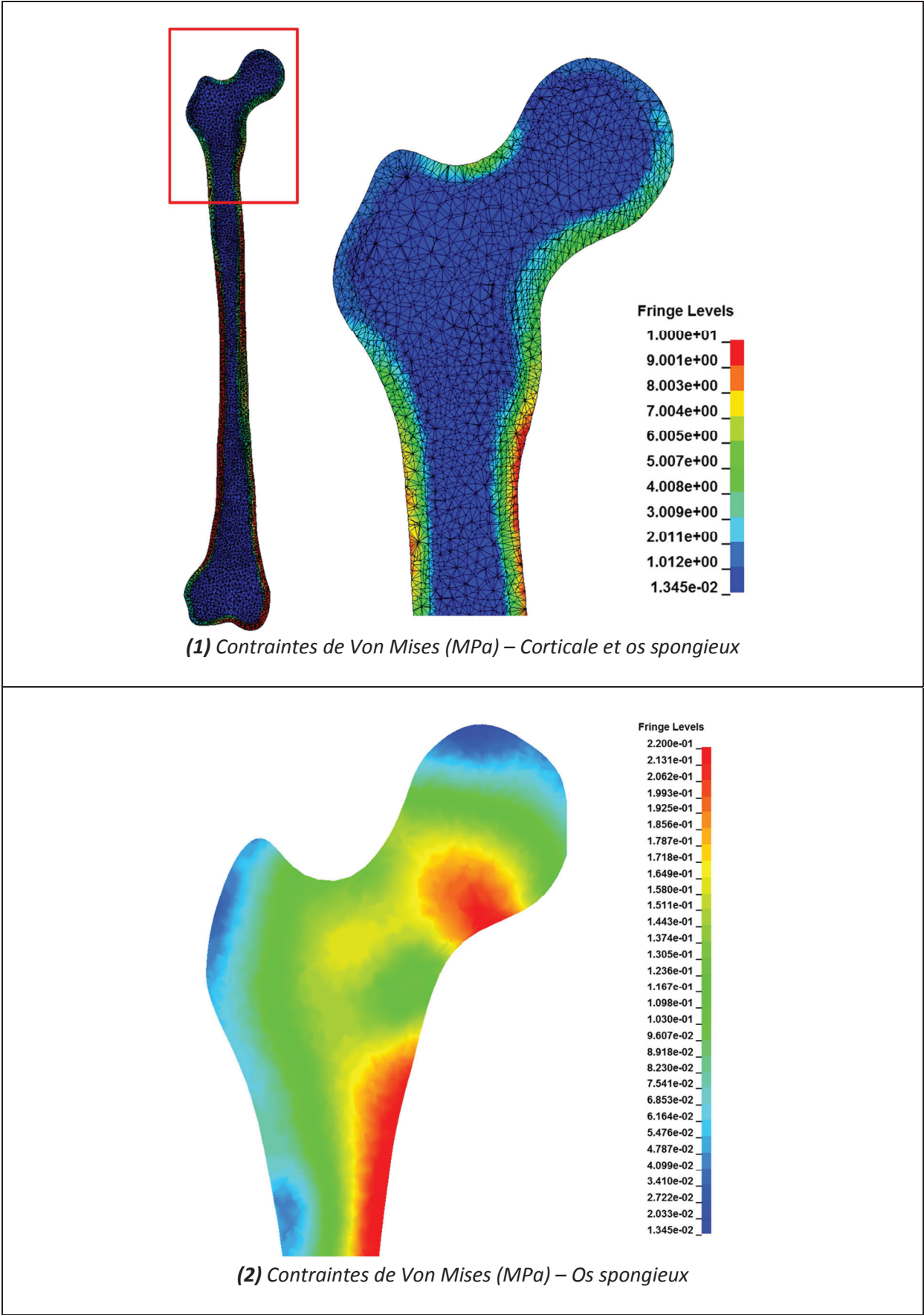


Tableau 23 - Contraintes de Von Mises (Coupe dans le plan axe diaphysaire – axe du col)

3.2.3. Analyse et discussion

Dans le modèle MSK volumique déformable, les déformations du squelette sont considérées comme négligeables : les os sont éventuellement représentés par leur enveloppe externe, modélisée en éléments coques rigides (Cf. paragraphe 2.3.3 a) mais uniquement pour la visualisation ou la définition de certaines lignes d'action musculaires détournées par des os. Ce modèle permet cependant de déterminer l'ensemble des chargements qui s'exercent sur le squelette (à l'exception des forces articulaires) : par une approche dite « sous-structurée » (consistant à appliquer l'ensemble de ces chargements sur un sous-modèle volumique), il est possible d'analyser les contraintes et déformations que subissent les os.

La modélisation volumique déformable du fémur en position HS présentée ici est rudimentaire, essentiellement pour les raisons suivantes :

- l'épaisseur de l'os cortical est considérée constante,
- les matériaux de la corticale et de l'os spongieux sont considérés homogènes et isotropes.

Ces deux aspects constituent des approximations importantes par rapport à la description anatomique du fémur et à son comportement mécanique, en particulier au niveau l'épiphyse proximale (Cf. Figure 28). Cependant, la répartition des contraintes calculées à l'issue de ces simulations confirment un certain nombre de résultats attendus [176] :

- La corticale du fémur est nettement plus sollicitée que l'os spongieux : ce résultat est attendu compte tenu du rapport de raideur des deux tissus osseux. (Cf. Tableau 23 – 1 et Tableau 23 – 2).
- La répartition des contraintes calculées sur la paroi externe de la diaphyse (de forme hélicoïdale, Cf. Tableau 22 – 1) est cohérente avec l'effet de torsion et de gauchissement de la section de la diaphyse, due à l'angle formé par l'axe du col et l'axe des condyles dans le plan transversal.
- En compression, la lame compacte sous-cervicale, le petit trochanter et la partie proximale de la lame corticale médiale sont les zones de la corticale les plus fortement sollicitées, ce qui s'explique par le moment induit par l'effet de levier dû à la distance entre le centre de la tête fémorale et l'axe diaphysaire (Cf. Tableau 23 – 1 et Figure 27Figure 28).
- Par ailleurs, le gradient des contraintes calculées dans la partie spongieuse de l'épiphyse est orienté (Cf. Figure 28):
 - dans l'axe du 1^{er} groupe de compression (dans la section de la tête fémorale)
 - dans l'axe du faisceau céphalique (dans la zone du triangle de Ward)
 - parallèlement au 2^{ème} groupe de compression (dans la zone située au-dessus de la clé de voute, entre les deux trochanters)

- Enfin, en position HS, les muscles fessiers développent peu d'efforts : la zone du faisceau trochantérien est peu sollicitée, ce qui explique pourquoi le gradient de contrainte calculé n'est pas orienté dans l'axe de ces travées.

Cette modélisation déformable du fémur est perfectible : une meilleure évaluation des contraintes calculées dans l'os (nécessaire par exemple dans le cadre de l'analyse des risques de fracture) passe essentiellement :

- par l'emploi d'un maillage de l'os cortical dont l'épaisseur variable serait conforme à la forme réelle du canal médullaire.
- par la prise en compte des dispersions spatiales des propriétés matériau. L'identification du module d'Young par rapports niveaux de gris obtenus par tomодensitométrie est une technique couramment employée pour déterminer la répartition spatiale de la raideur du tissu osseux, tant pour l'os spongieux que pour la corticale [177].
- par l'application de la répartition des forces musculotendineuses sur la surface d'insertion [178], en lieu et place de l'effort ponctuel imposé au barycentre de la surface d'insertion (cette approche générant des contraintes locales au voisinage des nœuds considérés, qui introduisent un biais dans l'estimation des niveaux de contraintes effectifs calculés dans ces zones).

Malgré ces limitations, et moyennant une amélioration du sous-modèle déformable, la simulation présentée ici illustre les possibilités offertes par l'approche sous structurée du modèle MSK personnalisé, pour l'analyse des contraintes et des déformations des os sous l'effet de chargements caractéristiques du cycle de marche.

Chapitre IV :

Discussions et pistes d'améliorations

4.1. Introduction

Au chapitre III, nous avons présenté les approches méthodologies que nous avons mises en œuvre pour générer notre modélisation volumique déformable à capacité contractile, ainsi que les hypothèses des différents éléments de cette modélisation. Ces hypothèses constitutives conditionnent à la fois les résultats des simulations et le champ d'application de notre modélisation.

Cette discussion a pour objectif de mettre en évidence les limitations de notre modèle afin d'évaluer la pertinence des résultats que nous exposons, et d'identifier les axes d'amélioration pour la poursuite des développements.

4.2. Méthode de réalisation du modèle géométrique

Le mode d'obtention du modèle géométrique (Cf. paragraphe 2.3.1 et Figure 64) nécessite un contourage manuel des solides appartenant au modèle, et le pointage des zones d'insertions musculotendineuses. L'obtention d'un modèle géométrique exploitable (c'est-à-dire géométriquement représentatif des tissus étudiés mais également propres (i.e. « manifold geometry ») implique que ces deux tâches soient menées par un opérateur expérimenté et ayant une bonne connaissance des structures anatomiques qu'il a en charge de modéliser. Malgré cela, l'aspect "manuel" de la segmentation implique nécessairement :

- des temps importants alloués à la réalisation des modèles géométriques personnalisés,
- une disparité inter-opérateur des segmentations obtenues.

Il existe des méthodes, basées sur l'analyse des niveaux de gris des IRM, qui permettent de réaliser la segmentation des solides rapidement et de manière automatique. L'intégration d'une telle approche nous permettrait de nous affranchir de ces deux problèmes (au prix, il est vrai, des incertitudes de reconstruction inhérentes à la segmentation automatique).

A notre connaissance, il n'existe pas de méthode d'identification automatique des surfaces d'insertion sur la base des données d'imagerie. L'approche la plus commune consiste à extraire les zones d'insertions, par déformation d'atlas (avec les zones identifiées sur un modèle générique et jugées valides sur le plan anatomique) sur l'imagerie médicale [179] [180] [181]: cette approche permet d'obtenir le modèle géométrique personnalisé du système musculosquelettique avec les zones d'attache musculaire, si la solution finale est compatible avec le modèle générique.

4.3. Méthode de reconstruction des maillages du modèle déformable

Le processus de génération des maillages des solides (Cf. paragraphe 2.3.2 et Figure 65) génère un écart – parfois significatif, dans certaines zones – entre la surface externe des maillages et l’enveloppe des solides du modèle géométrique (i.e. la frontière réelle des tissus). Cela implique un manque de représentativité des champs calculés au voisinage des frontières des solides, ainsi qu’une non-congruence des surfaces situées en vis-à-vis, en particulier au niveau des surfaces articulaires. Ce dernier point interdit en l’état actuel l’utilisation de modèles de contact entre les surfaces articulaires, en lieu et place des relations de contraintes cinématiques définies dans le modèle multi-corps. Ce choix d’imposer une cinématique issue de l’analyse du mouvement directement à un modèle déformable a déjà été proposé dans la littérature [4, 128]. On peut noter que ces études sont typiquement menées avec une simulation élément finis explicite.

Des travaux menés dans le sens de l’amélioration de la géométrie des enveloppes externes, associé à une modélisation déformable des surfaces cartilagineuses, ouvriront donc la voie à l’analyse du comportement mécanique et cinématique local des surfaces articulaires (répartitions des pressions de contact, estimation des déformations des structures ligamentaires, de leurs raideurs, etc...).

Par ailleurs, la position des arrêtes des éléments HEXA est obtenue par déformation du « template » hypercube sur l’enveloppe externe. Ainsi, il existe un écart entre position des poutres contractiles et l’orientation physiologique des fibres musculaires. Si cette approche donne une orientation acceptable pour des muscles fusiformes, elle n’est pas appropriée pour représenter la contraction des muscles pennés et des muscles multifides. Nous avons identifiés les deux approches suivantes pour améliorer cet aspect de la modélisation :

- recourir à des « templates » aux motifs plus complexes, et adapté à la disposition des fibres propre à chacun des muscles.
- recourir à un maillage des poutres dissocié du maillage volumique, ces deux maillages étant liés par le biais d’éléments rhéologiques. Dès lors que le maillage des fibres est orienté suivant la direction réelle des fibres, on améliore l’orientation de la contraction du modèle volumique déformable.

Notons que la 2^{ème} approche implique la connaissance de l’orientation des fibres en tout point du muscle (contrairement à la 1^{ère}) : si quelques récents travaux [121] [182] permettent une reconstruction théorique des fibres (encore à valider), le modélisateur ne peut disposer d’une information personnalisée qu’au prix d’un protocole expérimental et d’un traitement des données d’imageries complexes [183] (originellement et majoritairement développé pour le muscle cardiaque [184]).

4.4. Modélisation des tissus interstitiels

Compte tenu des maillages dont on dispose, nous avons choisi de modéliser les interactions mécaniques entre les parois des solides par le biais de modélisation de contact (Cf. paragraphe 2.3.6). Cette approche est techniquement la plus simple à mettre en donnée, mais ne prend pas en compte le comportement mécanique réel des zones interstitielles, qui comprennent à la fois les tissus adipeux et les structures collagéniques encapsulant les muscles et les groupes musculaires (aponévroses internes et externes, représentées Figure 12). La représentativité des champs calculés au voisinage des parois des solides est donc impactée par cette modélisation. Par ailleurs, cette approche pose des problèmes sur un plan strictement numérique, en restreignant les simulations envisageables qu'aux mouvements favorables à la stabilité des contacts. Une amélioration consiste à recourir à un maillage continu des tissus interstitiel, en lieu et place des contacts mécaniques.

La réalisation d'un tel maillage est difficile en raison des fortes variations d'épaisseurs (géométrie compatible avec l'emploi d'algorithme de maillage automatiques qu'au prix d'un grand nombre d'éléments), et est conditionné par le processus de reconstruction des tissus décrit ci-dessus. Cette approche pose également la question du modèle de comportement matériau à affecter à cette structure. L'observation de la déformation microscopique de ces tissus [185] semble établir que ce milieu présente les caractéristiques d'un treillis de fibres de collagène hétérogène et orienté aléatoirement, qui autorise un déplacement relatif local des surfaces jusqu'au point d'étirement des ponts. Cette cinématique locale est comparable (du moins qualitativement) à la réorganisation des chaînes macromoléculaires des matériaux polymères amorphes (localement interfacées par les liaisons de *Van der Waals*) sous l'action d'un chargement mécanique.

Malgré les difficultés dues au maillage de la géométrie, à la caractérisation et à la modélisation du matériau, le recours au maillage continu apparaît comme une étape de 1^{ère} importance pour l'amélioration du calcul des grandeurs locales et de la prise en compte des interactions mécaniques. Des travaux menés dans ce sens pourront permettre ultérieurement de prendre en compte l'influence mécanique de la peau, qui complète l'action des aponévroses pour le maintien de la cohésion de l'ensemble des tissus constituant le membre inférieur.

4.5. Répartition spatiale de l'activation dans la section du muscle

Nous considérons une répartition de l'activation homogène dans la longueur des fibres (approche cohérente par rapport à la définition anatomique du myocyte, Cf. 1.1.3.b), p.27), et homogène dans la direction transverse. Cette solution est idéale du point de vue de l'optimisation des efforts musculaires (peu de paramètres à optimiser).

Cependant, le tissu musculaire est hétérogène, et en ce sens une activation uniforme dans la section constitue une approximation (le lecteur est invité à se référer à la partie discussion de l'abstract [1] et à la bibliographie associée). Or nous avons montré que le choix de la fonction de forme conditionne au premier ordre la répartition des contraintes mécaniques dans l'épaisseur du modèle contractile : par conséquent, il apparaît nécessaire de consolider le choix de la fonction de forme sur la base de mesure expérimentales, et/ou de données physiologiques (autre que la répartition du type de fibre dans l'épaisseur), avant d'envisager d'exploiter les contraintes, déformations ou encore les raideurs locales calculées dans les muscles dans le cadre d'applications cliniques.

Dans cette optique, et malgré les réserves que l'on formule ci-dessous, l'EE constitue une solution intéressante dès lors que l'on saura distinguer les composantes passives et actives du module d'élasticité, et que l'on parviendra à établir rigoureusement la corrélation entre le module de cisaillement actif mesuré et la répartition d'activation. Ceci constitue l'aboutissement des travaux portant sur le volet expérimental de l'utilisation de l'EE pour la personnalisation des modèles MSK.

4.6. Approche THM pour la modélisation de la contraction

La bibliothèque de modèles matériaux du code LS-DYNA® [186] inclue le modèle musculaire de Hill pour les éléments à 2 nœuds de type *truss* (*MAT_MUSCLE, 156) et *discrete* (*MAT_SPRING_MUSCLE, S15). Il est donc possible d'affecter ces LdC aux poutres contractiles (en lieu et place de la LdC thermomécanique), afin de contrôler la contraction des modèles musculaires déformables par l'intermédiaire du paramètre *ALM* (*Activation level vs. Time*, Cf. [186] , p.2-662). S. Howley a réalisé un comparatif entre les deux approches (Cf. [122], III.A.1), sur une modélisation en tout point similaire à celle que nous présentons au paragraphe 2.2. : il a montré, dans le cas d'un pilotage en force, que le comportement du modèle contractile est similaire dans les deux cas.

Le principal intérêt de l'utilisation de la *loi de Hill* "LS-DYNA®" réside dans le fait que la notion d'activation est directement accessible comme paramètre du modèle élément finis : la gestion de la contraction des muscles ne nécessite alors pas de recalage des paramètres de la LdC à chaque pas de temps, si et seulement si :

- l'utilisateur dispose de l'évolution temporelle de l'activation de chaque muscle (estimée, par exemple, par le biais d'une simulation multi-corps),
- la réponse en force du modèle musculaire déformable – composé de N fibres de Hill et soumis à l'ensemble des chargements mécaniques – est strictement égale à la tension calculée par le modèle multi-corps rigide au niveau d'activation correspondant , ce qui est équivalent à écrire qu'une discrétisation par un nombre finis d'éléments (les fibres) d'un domaine continu (le muscle) conserve le comportement.

Dans le cas d'un pilotage en force du modèle déformable, il est absolument nécessaire de recalculer à chaque instant le niveau d'activation imposé dans les poutres de Hill. Les considérations décrites ci-dessus – concernant sur la répartition spatiale de l'activation au sein du muscle et la problématique technique de l'optimisation des composantes actives et passives – sont alors similaires à celles de l'approche THM. Dès lors, nous avons choisis cette dernière approche, pour les raisons suivantes :

- **Le nombre limité des coefficients de la loi thermoélastique** (comparativement au modèle de Hill). Bien que non physiologiques, il est possible de donner une équivalence physiologique à ces quelques paramètres mécaniques, et leur faible nombre et facilite la personnalisation matériau du modèle déformable.
- **La simplicité de l'écriture de la LdC**, qui permet de dissocier facilement les paramètres associés aux composantes passives et actives, afin d'établir le lien entre les quantités physiologiques mesurées (données EE, par exemple) et les variables du modèle de comportement
- **Sa polyvalence**. Passer par la loi THM pour activer les muscles permet de coupler le modèle déformable à n'importe quel modèle musculaire phénoménologique : cette approche ne cantonne pas notre modélisation à la loi de Hill.
- **Sa disponibilité dans la quasi-totalité de codes de calcul EF**, tant *en implicite* qu'*en explicite*, ce qui facilite la migration de notre modèle sous d'autres environnements. Notons également que les matériaux 156 et S15 ne sont disponibles qu'avec le solveur explicite d'LS-DYNA® : or le recours à une analyse implicite peut être préférable dans certains cas de figure, comme nous l'avons montré.
- **Sa capacité d'évaluer l'influence de la répartition spatiale du champ d'activation**.

4.7. Exploitation des mesures Echo-Elastographie pour la personnalisation et la validation du modèle déformable

Nous avons présenté une méthode permettant de calculer les modules d'élasticités actif et passif d'une structure volumique modélisée sous LS-DYNA® (Cf. paragraphe 2.4.1.d)). Nous avons également développé l'ensemble des outils nécessaires au recalage des coefficients matériaux d'un modèle LS-DYNA® sur la base de données EE expérimentales. Par conséquent, sur le plan technique, rien ne s'oppose à la personnalisation des paramètres des modèles musculaires contractiles sur la base de données EE : des caractérisations similaires ont d'ailleurs servi de support pour développer les outils en question (Cf. **Annexe 3**), et ont été utilisées de manière effective dans le cadre de l'étude de la vitesse de propagation (Cf. **Annexe 2**).

Mais ces outils ont été développés dans l'environnement LS-DYNA® en fonction de nos connaissances (somme toute limitées) des aspects physiques du phénomène de propagation d'une onde de cisaillement, en particulier dans un milieu anisotrope précontraint. Le recours à des simulations explicites (par exemple sous LS-DYNA®) est courant pour traiter des problèmes physiques comparables (analyse vibratoire, balistique, détonique etc...), ce qui tend à consolider la pertinence du raisonnement consistant à recourir à ce code de calcul pour modéliser le phénomène. Cependant, nous exprimons des réserves concernant l'approche que nous avons développée, à propos de la modélisation du problème mécanique en elle-même et du calcul de la vitesse de propagation : les résultats que nous avons obtenus sont cohérents dans le cas d'une structure simple (anisotrope, mais sans activation, sans chargements transversaux...), sur la base d'une évaluation limitée de paramètres influençant la raideur locale du tissu musculaire *in-situ*, présentés aux paragraphes 1.1.3.b) et 1.2.1).

Dans ce contexte, nous estimons qu'une réflexion sur la validité de notre méthode de calcul est nécessaire, avant d'envisager de recourir aux données EE pour caractériser le comportement mécanique du muscle, en particulier en actif. Une approche consisterait à poursuivre l'étude de sensibilité réalisée par Anicet le Ruyet (Cf. **Annexe 2**), associée à des mesures expérimentales, idéalement sur un muscle *in-vivo*, voire une structure plus simple et donc mieux maîtrisée. La confrontation des résultats expérimentaux avec la réponse du modèle permettraient de consolider notre approche.

Conclusion

L'Analyse Quantifiée du Mouvement de l'appareil locomoteur requiert l'utilisation de modèles numériques pour l'évaluation de grandeurs physiques difficilement accessibles *in-vivo*, en particulier les forces musculotendineuses qui ne sont pas accessibles à la mesure sans dispositif très invasif.

La littérature propose plusieurs approches pour la modélisation du système musculosquelettique, et en particulier celui du membre inférieur. Toutes ces approches sont construites sur la base des trois éléments suivants :

- la modélisation du système ostéoarticulaire,
- la modélisation contractile des muscles
- la stratégie d'activation du système musculotendineux

Quelle que soit l'approche utilisée et son degré de sophistication, les diversités des morphotypes des populations étudiées impliquent que les paramètres d'entrée géométriques, physiologiques et matériaux du modèle soient *personnalisés* en fonction de caractéristiques *in-vivo*. Pour des applications cliniques, on parlera de modélisation « patient dépendants ».

Le choix de l'approche est conditionné par les quantités physiques dont le modélisateur a besoin pour mener son étude, et du niveau de représentativité qu'il souhaite obtenir. On distingue essentiellement deux approches : les modèles multi corps rigides, et les modèles déformables. Si les premiers sont rapides à mettre en œuvre et relativement faciles à personnaliser (du fait du faible nombre de paramètres nécessaire pour représenter les structures déformables à l'aide de câble, et les structures rigides à l'aide de solides indéformables), ces modèles comportent des limitations : la principale d'entre elles consiste à la non-prise en compte des efforts intermusculaires, qui transitent d'un organe à un autre par l'intermédiaire de leur enveloppe externe. On peut aussi noter que la remarque sur le nombre réduit de paramètres ne tient plus dès lors que l'on introduit une modélisation de la physiologie du muscle, telle que le modèle de Hill.

Motivés par cette problématique, les travaux menés au cours de cette thèse nous ont donc conduits à développer une modélisation volumique déformable du membre inférieur, adaptées aux problématiques de l'AQM, et permettant de prendre en compte l'influence des interactions « muscles – muscles » et « muscles – os » dans le calcul des efforts.

Dans un premier temps, nous avons mis au point une modélisation volumique contractile du muscle squelettique. Ce modèle élémentaire, basé sur une approche thermomécanique régulièrement utilisée dans la littérature, permet de représenter le comportement musculaire au sens du modèle phénoménologique de Hill. L'analyse de l'influence de la répartition du champ d'activation dans le tissu musculaire (menée au cours des travaux de validation de ce modèle) ont fait l'objet d'une communication lors du congrès de la Société de Biomécanique en août 2013 [1].

Par la suite, nous avons développé l'ensemble des outils de mise en donnée et d'analyse permettant de générer une modélisation déformable personnalisée du membre inférieur, basée sur la méthode des Éléments Finis. Ce modèle utilise la modélisation musculaire contractile développée au

préalable : les paramètres de chaque modèle musculaire sont déterminés par optimisation, de manière à converger sur la consigne en force les forces musculotendineuses calculées par le modèle multi corps rigide développé par le LBMC (couplage sur la consigne en force).

Notre approche méthodologique et les outils que nous avons développés ont été mis en œuvre pour générer quasi-automatiquement un modèle de membre inférieur sur la base de la géométrie du sujet Male du projet *Visible Human*®. L'étape de reconstruction de la géométrie à partir de l'imagerie médicale constitue, à l'heure actuelle, la seule opération manuelle. La partie proximale de ce modèle (composé de la région glutéale, de la cuisse et du genou) a été utilisé pour la simulation déformable des phases *Heel Strike* et *Loading Response* du sujet n°2 du « *Grand Challenge Competition to predict in vivo knee loads* » [38, 39]. L'existence de ces simulations démontre la viabilité opérationnelle de notre approche dans le cadre d'études appliquées dans le contexte de l'AQM. Par ailleurs, l'analyse des résultats obtenus nous ont permis de quantifier l'influence supposée du couplage mécanique du aux efforts de parois sur la réponse en force du système musculotendineux, aux deux instants caractéristiques du cycle de marche que nous avons analysés. Ceci démontre la pertinence des travaux menés, et permettent d'envisager l'amélioration du calcul des efforts musculotendineux, par une correction dynamique des schémas d'activation du modèle MCR.

Enfin, nous avons effectué un examen critique des hypothèses de base de la modélisation, afin d'identifier les différents axes d'amélioration à poursuivre pour perfectionner le modèle, et ainsi d'améliorer notre connaissance des mécanismes de fonctionnement du membre inférieur. Le champ d'application de ce modèle étant très vaste, tous ces travaux ne peuvent être menés de front : une réflexion sur la stratégie de recherche à mettre en œuvre à l'avenir doit être menée, afin de déterminer quels axes d'amélioration sont à poursuivre en priorité.

Références bibliographiques

- [1] J. Stelletta, R. Dumas et Y. Lafon, «Effect of the muscle activation level distribution on normal stress field: a numerical study» *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, vol. 16, n° 1sup1, pp. 164-166, 2013.
- [2] A. Le Ruyet, «« Mechanical parameters influence study of the shear wave mechanical characterization method », Rapport de M2R» 2013.
- [3] F. Fraysse, R. Dumas, L. Cheze et X. Wang, «Comparison of global and joint-to-joint methods for estimating the hip joint load and the muscle forces during walking» *Journal of biomechanics*, vol. 42, n° 114, pp. 2357-2362, 2009.
- [4] P. Beillas, G. Papaioanno, S. Tashman et K. H. Yang, «A new methode to investigate in vivo knee behaviour using finite element model of the lower limb» *Journal of Biomechanics*, vol. 37, n° 17, pp. 1019-1030, 2004.
- [5] U. Meie, O. López, C. Monserrat, . M. . M. Juan et M. Alcaniz, «Real-time deformable models for surgery simulation: a survey» *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 77, n° 13, pp. 183-197, 2005.
- [6] E. Keeve, S. Girod, R. Kikinis et B. Girod, «Keeve, E., Girod, S., Kikinis, R., & Girod, B. (1998). Deformable modeling of facial tissue for craniofacial surgery simulation» *Computer Aided Surgery*, vol. 3, n° 15, pp. 228-238, 1998.
- [7] S. Gibson, C. Fyock, E. Grimson, T. Kanade, R. Kikinis, H. Lauer, N. McKenzie, A. Mor, S. Nakajima, H. Ohkami, R. Osborne, J. Samosky et A. Sawada, «Volumetric object modeling for surgical simulation» *Medical Image Analysis*, vol. 2, n° 12, pp. 121-132, 1998.
- [8] M. Domalain, «Modélisation biomécanique de la main pour l'estimation des contraintes du système musculo-squelettique lors de la préhension pouce-index. Thèse de doctorat» 2010.
- [9] A. Chawla, S. Mukherjee, A. Soni et R. Malhotra, «Effect of active muscle forces on knee injury risks for pedestrian standing posture at low-speed impacts» *Traffic injury prevention*, vol. 9, n° 16, pp. 544-551, 2008.
- [10] G. Park, T. Kim, D. Subit, J. P. Donlon, J. R. Crandall, A. Svenderson, N. Saunders et C. Markusic, «Evaluation of Biofidelity of Finite Element 50th Percentile Male Human Body Model (GHBMCM) under Lateral Shoulder Impact Conditions» chez *IRCOBI Conference*, 2014.

- [11] INRIA, «<http://www.inria.fr>» [En ligne]. Available: <http://www.inria.fr/actualite/actualites-inria/la-modelisation-au-service-des-sportifs>.
- [12] S. Riek, A. E. Chapman et T. Milner, «A simulation of muscle force and internal kinematics of extensor carpi radialis brevis during backhand tennis stroke: implications for injury» *Clinical Biomechanics*, vol. 14, n° 17, pp. 477-483, 1999.
- [13] M. Reid, B. Elliott et J. Alderson, «Lower-limb coordination and shoulder joint mechanics in the tennis serve.» *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 40, n° 12, p. 308, 2008.
- [14] S. Sueda, A. Kaufman et D. K. Paï, «Musculotendon simulation for hand animation» *ACM Transactions on Graphics*, vol. 27, n° 13, p. 83, 2008.
- [15] S. H. Lee, E. Sifakis et D. Terzopoulos, «Comprehensive biomechanical modeling and simulation of the upper body» *ACM Transactions on Graphics*, vol. 28, n° 14, p. 99, 2009.
- [16] T. W. Lu, S. J. Taylor, J. J. O'Connor et P. S. Walker, «Influence of muscle activity on the force in the femur: an in vivo study» *Journal of biomechanics*, vol. 30, n° 111, pp. 1101-1106, 1997.
- [17] R. Meijer, J. Broos, E. de Bruijn,, P. Forbes et R. Happee, «Modelling of Bracing in a Multi-Body Active Human Model» chez *IRCOBI Conference*, 2013.
- [18] Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, «[lbmc.ifsttar.fr](http://www.lbmc.ifsttar.fr)» [En ligne]. Available: <http://www.lbmc.ifsttar.fr/>.
- [19] A. El Habachi, S. Duprey, L. Cheze et R. Dumas, «A parallel mechanism of the shoulder - application to multibody optimisation» *Multibody System Dynamics*, pp. 1-13, 2014.
- [20] R. Dumas et L. Cheze, «3D inverse dynamics in non-orthonormal segment coordinate system» *Medical & biological engineering & computing*, vol. 45, n° 13, pp. 315-22, 2007.
- [21] F. Moissenet, «Modélisation Musculo-squelettique : Vers un modèle plus proche de la clinique. Thèse de doctorat» 2011.
- [22] R. Dumas, F. Moissenet et L. Chèze, «Simultaneous prediction of musculo-tendon, joint contact, ligament, and bone forces in the lower limb during gait» *Virtual Physiological Human*, 2012.
- [23] X. Gasparutto, N. Sancisi, E. Jacquelin, V. Parenti-Castelli et R. Dumas, «Validation of a multi-body optimization with knee kinematic models including ligament constraints» *Journal of Biomechanics*, 2015.
- [24] S. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, J. P. Loan, A. Habib, C. T. John, E. Guendelman et D. G. Thelen, «OpenSim : open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, n° 111, pp. 1940-1950,

2007.

- [25] A. Sandholm, N. Pronost et D. Thalmann, «MotionLab: A Matlab toolbox for extracting and processing experimental motion capture data for neuromuscular simulations» *Modelling the Physiological Human*, pp. 110-124, 2009.
- [26] Musculographics Inc., [En ligne]. Available: <http://www.musculographics.com>.
- [27] «AnyBody Technology» [En ligne]. Available: <http://www.anybodytech.com/index.php?id=26>.
- [28] A. S. Khalil, R. C. Chan, A. H. Chau, B. E. Bouma et M. R. K. Mofrad, «Tissue elasticity estimation with optical coherence elastography: toward mechanical characterization of in vivo soft tissue» *Annals of biomedical engineering*, vol. 33, n° 111, pp. 1631-1639, 2005.
- [29] W. T. Dempster, «Space requirements for the seated operator» Wright Air Development Center, Wright-Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio, 1955.
- [30] T. Clark et D. Hawkins, «Are fixed limb inertial models valid for dynamic simulations of human movement ?» *Journal of biomechanics*, vol. 43, n° 114, pp. 2695-2701, 2010.
- [31] L. Modenese, A. T. M. Phillips et A. M. J. Bull, «An open source lower limb model: hip joint validation» *Journal of biomechanics*, vol. 44, n° 112, pp. 2185-2193, 2011.
- [32] L. Modenese et A. T. M. Phillips, «Prediction of hip contact forces and muscle activations during walking at different speeds» *Multibody System Dynamics*, vol. 28, n° 11-2, pp. 157-168, 2012.
- [33] F. Moissenet, L. Chèze et R. Dumas, «A 3D lower limb musculoskeletal model for simultaneous estimation of musculo-tendon, joint contact, ligament and bone forces during gait» *Journal of biomechanics*, vol. 47, n° 11, pp. 50-58, 2014.
- [34] M. Viceconti, D. Testi, F. Taddei, S. Martelli, G. J. Clapworthy et S. V. S. Jan, «Biomechanics modeling of the musculoskeletal apparatus: status and key issues» *Proceedings of the IEEE*, vol. 94, n° 14, pp. 725-739, 2006.
- [35] S. V. S. Jan, «Introducing anatomical and physiological accuracy in computerized anthropometry for increasing the clinical usefulness of modeling systems» *Critical Reviews™ in Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 17, n° 14, 2005.
- [36] B. J. Fregly, M. L. Boninger et D. J. Reinkensmeyer, «Personalized neuromusculoskeletal modeling to improve treatment of mobility impairments: a perspective from European research sites» *J. Neuroeng. Rehabil*, vol. 9, p. 18, 2012.
- [37] CPAM, «<http://www.aideaucodage.fr/>» [En ligne]. Available: <http://www.aideaucodage.fr/ccam-nkqp003>.

- [38] F. Moissenet, L. Chèze et R. Dumas, «A 3D lower limb musculoskeletal model for simultaneous estimation of musculo-tendon, joint contact, ligament and bone forces during gait» *Journal of biomechanics*, pp. 50-58, 2014.
- [39] SIMTK, «<https://simtk.org>» [En ligne]. Available: <https://simtk.org/home/kneeloads>.
- [40] J.P. Marchand, L. N'Guyen, C. Bures, HIA Béguin, Saint Mandé. «Anatomie et Physiologie de l'appareil locomoteur, cours IFSI Pitié Salpêtrière», «clubortho.fr» [En ligne]. Available: http://www.clubortho.fr/cariboost_files/ifs_i_anatomie_physiologie_appareil_locomoteur.pdf.
- [41] Hugonnet M. , CHU de Montpellier, «L'appareil locomoteur», 2012. [En ligne]. Available: http://www.wold.chu-montpellier.fr/publication/inter_pub/R290/A10435/applocomoteur.pdf.
- [42] CNRTL, portail lexical, [En ligne]. Available: <http://www.cnrtl.fr/definition/sarcolemme>.
- [43] Pr. J. P. Carret, «Cours d'Anatomie Fonctionnelle Humaine, cours Master Recherche MEGA», Service de chirurgie orthopédique et traumatologique, Hôpital Edouard Herriot, Lyon.
- [44] W. T. Dempster, «The anthropometry of body action» *Annals of the New York Academy of Sciences*, vol. 63, n° 14, pp. 559-585, 1955.
- [45] Pr. P. A. Mathieu, «Notions d'anatomie et de physiologie du muscle», Institut de génie biomédical (Dépt. physiologie), Fac. médecine, Université de Montréal, Département de physiologie moléculaire et intégrative, 2009, [En ligne]. Available: http://www.igb.umontreal.ca/info-muscle_2009/module1284.htm.
- [46] Dr. J.L. Tricoire, «le système musculaire», Laboratoire d'Anatomie, Faculté de Médecine Toulouse Purpan, [En ligne]. Available: <http://www.anat-jg.com/CoursP1/Myologie.htm>.
- [47] Université de Picardie, «Anatomie générale du système musculaire strié», [En ligne]. Available: http://coursenligne.u-picardie.fr/ines/foadF/paes/14311/Anatomie_generale_du_systeme_musculaire_strie.pdf.
- [48] Institut de Myologie, «www.institut-myologie.org» [En ligne]. Available: http://www.institut-myologie.org/ewb_pages/o/organisation_anatomique_3444.php.
- [49] B. I. Prilutsky et V. M. Zatsiorsky, «Optimizationbased» *Exercise and Sport*, vol. 30, n° 11, pp. 32-38, 2002.
- [50] corpshumain.ca, «les muscles», [En ligne]. Available: http://www.corpshumain.ca/les_muscles.php.
- [51] Dr. G. Camus, «La contraction musculaire», Université Pierre et Marie Curie, «snv.jussieu.fr» 2006. [En ligne]. Available: <http://www.snv.jussieu.fr/vie/dossiers/contractionmuscle/contractmuscle.htm>.

- [52] A. F. Huxley, «A hypothesis for the mechanism of contraction» *Prog. Biophys. Biophys. Chem.*, vol. 255, 1957.
- [53] Neurobranchés, « L'unité motrice : le plus petit élément contractile mis en jeu par le système nerveux », «<http://neurobranches.chez-alice.fr/>» [En ligne]. Available: <http://neurobranches.chez-alice.fr/systnerv/muscle/muscle4.html>.
- [54] W. K. Engel, «Chemocytology of striated annulets and sarcoplasmic masses in myotonic dystrophy» *Journal of Histochemistry & Cytochemistry*, vol. 10, n° 12, pp. 229-230, 1962.
- [55] E. Henneman, R. Wuerker et A. McPhedran, «Properties of motor units in a homogeneous red muscle (soleus) of the cat.» *J. Neurophysiol*, vol. 28, pp. 71-85, 1965.
- [56] P. Tsairis et R. E. Burke, «Anatomy and innervation ratios in motor units of cat gastrocnemius» *The Journal of physiology*, vol. 234, n° 13, pp. 749-765, 1973.
- [57] Dr. P. Prevost, «Les différentes fibres musculaires» , «prevost.pascal.free.fr» [En ligne]. Available: <http://prevost.pascal.free.fr/pratique/force/force11.htm>.
- [58] Lemoine-Morel, S, «Typologie des fibres musculaires, cours STAPS Licence 2», Université Rennes 2, «<https://cursus.univ-rennes2.fr>» [En ligne]. Available: <https://cursus.univ-rennes2.fr/file.php/848/TypologieMusculaire.pdf>.
- [59] R. Dahmane, S. Djordjevic, B. Simunic et V. Vantic, «Spatial fiber type distribution in normal human muscle histochemical and tensiomyographical evaluation.» *J. Biomech*, vol. 38, n° 112, pp. 2451-2459, 2005.
- [60] «Les mécanismes de la force», Centre d'Expertise de la Performance Gilles Cometti, UFR STAPS, Université de Bourgogne, «<http://expertise-performance.u-bourgogne.fr>» [En ligne]. Available: http://expertise-performance.u-bourgogne.fr/pdf/mecanismes_force_fin.pdf.
- [61] «Biologie de la force musculaire», cours DUS Médecine du Sport, Centre Hospitalier Universitaire de la Pitié-Salpêtrière, «<http://www.chups.jussieu.fr/>» 2001. [En ligne]. Available: <http://www.chups.jussieu.fr/polys/dus/dusmedecinedusport/dupromotionsportetsante2011/coursspeciaux/1ercoursBiologiedelaForceMusculaire.pdf>.
- [62] D. H. Winter, «Biomechanics and motor control of human movements», 2ème édition, New York: John Wiley & Sons, 1990.
- [63] Muscle, Unité de recherche Physiologie & Médecine expérimentale du Cœur et des Muscles, INSERM, U1046, « Le Muscle », «<http://www.univ-montp1.fr>» [En ligne]. Available: http://www.univ-montp1.fr/recherche/unites_de_recherche/physiologie_medecine_experimentale_du_coeur_et_des_muscles_inserm_u1046/equipes_teams/pour_en_savoir_plus_more_details/muscle.

- [64] Y. C. Fung, *Bioviscoelastic solids*, in *Biomechanics : Mechanical Properties of Living Tissues*, Berlin: Springer-Verlag, 1993.
- [65] S. Blemker, P. Pinsky et S. Delp, «A 3D model of muscle reveals the causes of nonuniform strain in the biceps brachii» *J. Biomech.*, vol. 38, pp. 657-665, 2005.
- [66] L. Gras, «Caractérisation du comportement mécanique du muscle à différentes vitesses de sollicitation, Thèse de Doctorat» 2011.
- [67] Pr. G. Versier, «Biomécanique de la ceinture pelvienne, cours IFSI Pitié Salpêtrière», Service de chirurgie orthopédique, HIA Béguin, Saint Mandé., «<http://www.clubortho.fr>» [En ligne]. Available: http://www.clubortho.fr/cariboost_files/Biomecanique_20bassin_20GV.ppt.
- [68] Pr. G. Versier, «Biomécanique de l'articulation Coxo-Femorale, cours IFSI Pitié Salpêtrière», Service de chirurgie orthopédique, HIA Béguin, Saint Mandé., «[clubortho.fr](http://www.clubortho.fr)» [En ligne]. Available: http://www.clubortho.fr/cariboost_files/cours_20biomecanique_20hanche_20GV.pdf.
- [69] Université de Picardie, «Articulation sacro-iliaque», [En ligne]. Available: http://coursenligne.u-picardie.fr/ines/foadF/paes/10292/Articulation_sacro_iliaque.pdf.
- [70] Dr. B. Boutillier, Pr. G. Outrequin, «le fémur», «[anatomie-humaine.com](http://www.anatomie-humaine.com)» [En ligne]. Available: http://www.anatomie-humaine.com/Femur.html?id_document=7.
- [71] Dr. H. SAHI-CHU TLEMCEN, «Anatomie du massif trochanterien», «sacot-dz.com» 2012. [En ligne]. Available: http://sacot-dz.com/upload/File/sacot_19c/1-SALLE%20A/3-DIMANCHE/1%20-%20Table%20ronde/TABLE%20RONDE%20FR%20TROCH/02%20-RAPPEL%20ANATOMIQUE%20SAHI.pdf.
- [72] R. Dumas, «Contribution méthodologique à l'analyse cinématique et dynamique, Thèse de doctorat» 2010.
- [73] Dr. J. E. Perraudin, «Les lésions méniscales», 2014., «<http://www.docteurperraudin.com>» [En ligne]. Available: <http://www.docteurperraudin.com/lesionmeniscale.htm>.
- [74] Dr. R. Letartre, «Les Ménisques», , «<http://www.nordgenou.com>» [En ligne]. Available: <http://www.nordgenou.com/wordpress/les-menisque/>.
- [75] «Ligament ménisco-méniscal et ménisco-fémoral» , «<http://www.info-radiologie.ch>» [En ligne]. Available: <http://www.info-radiologie.ch/ligament-meniscal.php>.
- [76] S. Y. Poh, K. S. A. Yew, P. L. K. Wong, S. B. J. Koh, S. L. Chia, S. Fook-Chong et T. S. How, «Role of the anterior intermeniscal ligament in tibiofemoral contact mechanics during axial joint loading» *The Knee*, vol. 19, n° 12, pp. 135-139, 2012.

- [77] Savoye, P Y; Ravey, J N; Pittet-Barbier, L; Perrin, M A; Rossi, J; Saragaglia, D; Ferretti, G; Clinique Universitaire de Grenoble, «Entorse du genou et corne postérieure du ménisque externe : le signe de la braguette»« chez *Congrès de la Société Française de Radiologie*, 2008.
- [78] Dr. K. Maaref, «Anatomie fonctionnelle et biomécanique du genou», Faculté de Médecine de Sousse, [En ligne]. Available: <http://www.medsynet.com/lib/upload/document/2013/Jun/1371153401.pdf>.
- [79] Pr. G. Versier, «Biomécanique du genou, cours IFSI Pitié Salpêtrière», Service de chirurgie orthopédique, HIA Béguin, Saint Mandé., «<http://www.clubortho.fr>» [En ligne]. Available: http://www.clubortho.fr/cariboost_files/Biomecanique_20genou_20GV.ppt.
- [80] Pichon, A, «Cours n°13 - La cheville et le pied» , Université Paris 13 Nord, «<https://campusvirtuel.smbh.univ-paris13.fr/>» [En ligne]. Available: <https://campusvirtuel.smbh.univ-paris13.fr/claroline/backends/download.php?url=L0wxLVMYLUFuYXRDMTNDaGV2aWxsZS0yMDEyLU5CLnBkZg%3D%3D&cidReset=true&cidReq=L1S2ANAT>.
- [81] M. Dettwyler, A. Stacoff, I. A. Kramers-de Quervain et E. Stüssi, «Modelling of the ankle joint complex. Reflections with regards to ankle prostheses» *Foot and ankle Surgery*, vol. 10, n° 13, pp. 109-119, 2004.
- [82] E. M. Arnold, S. R. Ward, R. L. Lieber et S. L. Delp, «A model of the lower limb for analysis of human movement» *Annals of biomedical engineering*, vol. 38, n° 12, pp. 269-279, 2010.
- [83] T. Siebert, O. Till, N. Stutzig, M. Günther et R. Blickman, «Muscle force depends on the amount of transversal muscle loading» *Journal of biomechanics*, vol. 47, pp. 1822-1828, 2014.
- [84] Dr N. Bompard, «Syndrome de la bandelette ilio-tibiale», «<http://www.medecindusport.fr>» [En ligne]. Available: <http://www.medecindusport.fr/HTML/articleiliotibiale.html>.
- [85] A. V. Hill, «Proc. Roy. Soc. Lond. Biol.» vol. 139, pp. 349-354, 1951.
- [86] E. Weber, Wagner's Handwörterbuch der Physiologie, Braunschweig: Vieweg, 1846.
- [87] A. Levin et J. Wyman, «The viscous elastic propoerties of muscle» *Proc. Roy. Soc. Lond. Biol*, vol. 101, pp. 218-243, 1927.
- [88] A. V. Hill, «The heat of shortening ant the dynamic constants of muscle» *Proc. Roy. Soc. Biol.*, vol. 126, pp. 136-195, 1938.
- [89] W. O. Fenn et B. S. Marsh, «Muscular force at different speed of shortenning» *The Journal of Physiology*, vol. 85, n° 13, pp. 277-297, 1935.
- [90] A. F. Huxley et R. M. Simmons, «Proposed mechanism of force generation in striated muscle»

- Nature*, vol. 233, n° 15321, pp. 533-538, 1971.
- [91] M. R. Shorten, «Muscle elasticity and human performance» *Medicine and Sport Science*, vol. 25, n° 11, p. 18, 1987.
- [92] P. V. Komi, «Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics» *Journal of Biomechanics*, vol. 23, pp. 23-24, 1990.
- [93] J. T. Dennerlein, E. Diao, C. D. Mote et D. M. Rempel, «In vivo finger flexor tendon force while tapping on a keyswitch» *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 17, n° 12, pp. 178-184, 1999.
- [94] A. N. Arndt, P. V. Komi, G. P. Brüggermann et J. Lukkariniemi, «Individual muscle contributions to the in vivo achilles tendon force» *Clinical Biomechanics*, vol. 13, n° 17, pp. 532-541, 1998.
- [95] A. Czaplicki, «Are natural coordinates a useful tool in modeling planar biomechanical linkages?» *Journal of biomechanics*, vol. 40, n° 110, pp. 2307-2312, 2007.
- [96] R. Dumas, F. Moissenet, X. Gasparutto et L. Chèze, «Influence of joint models on lower-limb musculo-tendon forces and three-dimensional joint reaction forces during gait» *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 226, n° 12, pp. 146-160, 2012.
- [97] R. Stagni, S. Fantozzi, A. Capello et A. Leardini, «Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subjects» *Clinical Biomechanics*, vol. 20, n° 13, pp. 320-329, 2005.
- [98] T. W. Lu et J. J. O'Connor, «Bone position estimation from skin marker co-ordin» *Journal of biomechanics*, vol. 32, n° 12, pp. 129-134, 1999.
- [99] D. L. Benoit, D. K. Ramsey, M. Lamontagne, L. Xu, P. Wretenberg et P. Renström, «Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo» *Gait & posture*, vol. 24, n° 12, pp. 152-164, 2006.
- [100] D. K. Ramsey, P. F. Wretenberg, D. L. Benoit, M. Lamontagne et G. Németh, «Methodological concerns using intra-cortical pins to measure tibiofemoral kinematics» *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 11, n° 15, pp. 334-349, 2003.
- [101] U. Della Croce, A. Leardini, L. Chiari et A. Cappozzo, «Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics» *Gait & posture*, vol. 21, n° 12, pp. 226-237, 2005.
- [102] R. Dumas et L. Cheze, «Soft tissue artifact compensation by linear 3D interpolation and approximation methods» *Journal of biomechanics*, vol. 42, n° 113, pp. 2214-2217, 2009.
- [103] M. G. Pandy, «Computer modeling and simulation of human movement» *Annual review of*

- biomedical engineering*, vol. 3, n° 11, pp. 3245-273, 2001.
- [104] L. Cheze, F. Moissenet et R. Dumas, «State of the art and current limits of musculo-skeletal models for clinical applications» *Movement & Sport Sciences-Science & Motricité*, 2012.
- [105] A. Erdemir, S. McLean, W. Herzog et A. J. Van den Bogert, «Model-based estimation of muscle forces exerted during movements» vol. 22, pp. 131-154, 2007.
- [106] C. Bottasso, B. Prilutsky, A. Croce, E. Imberti et S. Sartirana, «A numerical procedure for inferring from experimental data the optimization cost functions using a multibody model of the neuro-musculoskeletal system» *Multibody System Dynamics*, vol. 16, n° 12, pp. 123-154, 2006.
- [107] X. Niu, A. V. Terekhov, M. L. Latash et V. M. Zatsiorsky, «Reconstruction of the unknown optimization cost functions from experimental recordings during static multi-finger prehension» *Motor control*, vol. 16, n° 12, p. 195, 2012.
- [108] M. Praagman, E. K. J. Chadwick, F. C. T. Van Der Helm et H. E. J. Veeger, «The relationship between two different mechanical cost functions and muscle oxygen consumption» *Journal of biomechanics*, vol. 39, n° 14, pp. 758-765, 2006.
- [109] S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. T. John et D. G. Thelen, «OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement» *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 54, n° 111, pp. 1940-1950, 2007.
- [110] M. Damsgaard, J. Rasmussen, S. T. Christensen, E. Surma et M. de Zee, «Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System» *Simulation Modelling Practice and Theory*, vol. 14, n° 18, pp. 1100-1111, 2006.
- [111] S. Schmitt et M. Günther, «Human leg impact: energy dissipation of wobbling masses» *Archive of Applied Mechanics*, vol. 81, n° 17, pp. 887-897, 2001.
- [112] F. J. Alonso, J. M. Del Castillo et P. Pintado, «Motion data processing and wobbling mass modelling in the inverse dynamics of skeletal models» *Mechanism and machine theory*, vol. 42, n° 19, pp. 1153-1169, 2007.
- [113] D. K. Pai, «Muscle mass in musculoskeletal models» *Journal of biomechanics*, vol. 43, n° 111, pp. 2093-2098, 2010.
- [114] J. H. Challis et M. T. Pain, «Soft tissue motion influences skeletal loads during impact» *Exercise and sport sciences reviews*, vol. 36, n° 12, pp. 71-75, 2008.
- [115] K. Gruber, H. Ruder, J. Denoth et K. Schneider, «A comparative study of impact dynamics: wobbling mass model versus rigid body models» *Journal of biomechanics*, vol. 31, n° 18, pp. 439-444, 1998.

- [116] M. J. Gittoes, M. A. Brewin et D. G. Kerwin, «Soft tissue contributions to impact forces simulated using a four-segment wobbling mass model of forefoot–heel landings» *Human movement science*, vol. 25, n° 16, pp. 775-787, 2006.
- [117] Y. Lafon, «*Deformable modeling in Biomechanics*», cours M2R MEGA Biomécanique, parcours "Sciences", Lyon: Université Claude Bernard Lyon I, 2014.
- [118] M. Behr, P. J. Arnoux, T. Serre, L. Thollon et C. Brunet, «Tonic finite element model of the lower limb. Journal of biomechanical engineering» *Journal of biomechanical engineering*, vol. 128, n° 12, pp. 223-228, 2006.
- [119] J. Teran, E. Sifakis, S. S. Blemker, V. Ng-Thow-Hing, C. Lau et R. Redkiw, «Creating and simulating skeletal muscle from the visible human data set» *Visualization and Computer Graphics, IEEE Transactions on*, vol. 11, n° 13, pp. 317-328, 2005.
- [120] S. H. Lee, E. Sifakis et D. Terzopoulos, «Comprehensive biomechanical modeling and simulation of the upper body» *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, vol. 28, n° 14, p. 99, 2009.
- [121] S. S. Blemker et S. L. Delp, «Rectus femoris and vastus intermedius fiber excursions predicted by three-dimensional muscle models» *Journal of biomechanics*, vol. 39, n° 18, pp. 1383-1391, 2006.
- [122] S. Howley, «Développement et approche de personnalisation d'un modèle numérique musculaire déformable du cou. Thèse de doctorat» 2014.
- [123] L. Wu, «Nonlinear finite element analysis for musculoskeletal biomechanics of medial and lateral plantar longitudinal arch of Virtual Chinese Human after plantar ligamentous structure failures» *Clinical Biomechanics*, vol. 22, pp. 221-229, 2007.
- [124] Pr Guimberteau, J C, Interprète, *Strolling under the skin*. [Enregistrement audio]. 2005.
- [125] E. Jolivet, J. D. Laredo, D. Bonneau et W. Skalli, «Patient-specific finite element model of the hip muscles and bones» *European Journal of Computational Mechanics/Revue Européenne de Mécanique Numérique*, vol. 18, n° 11, pp. 117-129, 2009.
- [126] A. Soni, A. Chawla, S. Mukherjee et R. Malhotra, «Effect of muscle contraction in high-speed car-pedestrian impact: simulations for walking posture» *International journal of vehicle safety*, vol. 5, n° 12, pp. 101-116, 2011.
- [127] C. Untaroiu, K. Darvish, J. Crandall, B. Deng et J. T. Wang, «Characterization of the lower limb soft tissues in pedestrian finite element models» *In 19th International technical conference on the Enhanced Safety of Vehicles*, pp. 124-131, 2005.
- [128] J. W. Fernandez et P. J. Hunter, «An anatomically based patient-specific finite element model of patella articulation: towards a diagnostic tool» *Biomechanics and modeling in*

- mechanobiology*, vol. 4, n° 11, pp. 20-38, 2005.
- [129] A. Soni, A. Chawla et S. Mukherjee, «Effect of muscle contraction on knee loading for a standing pedestrian in lateral impacts» chez *In proceedings of the 20th ESV conference*, 2007.
- [130] S. Mendes, C. Silvestri et M. H. Ray, «Investigation of LS-DYNA® Modeling for Active Muscle Tissue» *11th International LS-DYNA Users Conference*, 2010.
- [131] S. Howley, D. Bonneau et B. Fréchède, «A framework towards personalisation and active muscle integration in a 3D finite-element neck model for orthopaedic applications» *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, vol. 17, n° 1(sup 1), pp. 74-75, 2014.
- [132] M. Behr, «Description et modélisation du comportement musculaire des membres pelviens. Thèse de doctorat» 2004.
- [133] J. P. Halloran, A. J. Petrella et P. J. Rullkoetter, «Explicit finite element modeling of total knee replacement mechanics» *Journal of biomechanics*, vol. 38, n° 12, pp. 323-331, 2005.
- [134] M. Akbarshah, J. W. Fernandez, A. G. Schache et M. G. Pandy, «Subject-specific evaluation of patellofemoral joint biomechanics during functional activity» *Medical Engineering & Physics*, vol. 36, pp. 1122-1133, 2014.
- [135] M. R. Rehorn et S. S. Blemker, «The effects of aponeurosis geometry on strain injury susceptibility explored with a 3D muscle model» *Journal of biomechanics*, vol. 43, n° 113, pp. 2574-2581, 2010.
- [136] S. S. Blemker, J. Teran, E. Sifakis, R. Fedkiw et S. Delp, «Fast 3D muscle simulations using a new quasistatic invertible finite-element algorithm» *Stanford University, Stanford, CA*, 2005.
- [137] N. S. Sverdlova et U. Witzel, «Principles of determination and verification of muscle forces in the human musculoskeletal system: muscle forces to minimise bending stress» *Journal of biomechanics*, vol. 43, n° 13, pp. 387-396, 2008.
- [138] V. Ng-Thow-Hing et E. Fiume, «Application-specific muscle representations» *In Graphics Interface*, vol. 2, pp. 107-16, 2002.
- [139] S. W. Chi, J. Hodgson, J. S. Chen, V. R. Edgerton et D. D. Shin, «Finite element modeling reveals complex strain mechanics in the aponeurosis of contracting skeletal muscle» *Journal of biomechanics*, vol. 43, n° 17, pp. 1243-1250, 2010.
- [140] Y. Liu, A. E. Kerdok et R. D. Howe, «A nonlinear finite element model of soft tissue indentation» *In Medical Simulation, Springer Berlin Heidelberg*, pp. 67-76, 2004.
- [141] J. A. C. Martins, E. B. Pires, R. Salvado et P. B. Dinis, «A numerical model of passive and active behavior of skeletal muscles.» *Computer methods in applied mechanics and engineering*, vol.

- 151, n° 13, pp. 419-433, 1998.
- [142] C. W. Oomens, M. Maenhout, C. H. Van Oijen, M. R. Drost et F. P. Baaijens, «Finite element modelling of contracting skeletal muscle» *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, vol. 358, n° 11437, pp. 1453-1460, 2003.
- [143] C. A. Yucesoy, B. H. Koopman, P. A. Huijing et H. J. Grootenboer, «Three-dimensional finite element modeling of skeletal muscle using a two-domain approach: linked fiber-matrix mesh model» *Journal of biomechanics*, vol. 35, n° 19, pp. 1253-1262, 2002.
- [144] M. A. Nazari, P. Perrier et Y. Payan, «The Distributed Lambda (λ) Model (DLM): A 3-D, Finite-Element Muscle Model Based on Feldman's λ Model; Assessment of Orofacial Gestures» *Journal of speech, language, and hearing research*, vol. 56, n° 16, pp. S1909-S1923, 2013.
- [145] J. A. Hodgson, S. W. Chi, J. P. Yang, V. R. Edgerton et S. Sinha, «Finite element modeling of passive material influence on the deformation and force output of skeletal muscle» *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, vol. 9, pp. 163-183, 2012.
- [146] E. M. Bosboom, M. K. C. Hesselink, C. W. J. Oomens, C. V. C. Bouten, M. R. Drost et F. P. T. Baaijens, «Passive transverse mechanical properties of skeletal muscle under in vivo compression» *Journal of biomechanics*, vol. 34, n° 110, pp. 1365-1368, 2001.
- [147] T. Johansson, P. Meier et R. Blickhan, «A finite-element model for the mechanical analysis of skeletal muscles» *Journal of Theoretical Biology*, vol. 206, n° 11, pp. 131-149, 2000.
- [148] W. P. Chen, F. T. Tang et C. W. Ju, «Stress distribution of the foot during mid-stance to push-off in barefoot gait: a 3-D finite element analysis» *Clinical Biomechanics*, vol. 16, n° 17, pp. 614-620, 2001.
- [149] I. Stavness, J. E. Lloyd et S. Fels, «Automatic prediction of tongue muscle activations using a finite element model» *Journal of biomechanics*, vol. 45, n° 116, pp. 2841-2848, 2012.
- [150] K. Oberhofer, K. Mithraratne, N. S. Stott et I. A. Anderson, «Anatomically-based musculoskeletal modeling: prediction and validation of muscle deformation during walking» *The Visual Computer*, vol. 25, n° 19, pp. 843-851, 2009.
- [151] C. A. Myers, P. J. Laz, K. B. Shelburne et B. S. Davidson, «A Probabilistic Approach to Quantify the Impact of Uncertainty Propagation in Musculoskeletal Simulations» *Annals of biomedical engineering*, pp. 1-14, 2014.
- [152] Y. Lafon, F. W. Smith et P. Beillas, «Combination of a model-deformation method and a positional MRI to quantify the effects of posture on the anatomical structures of the trunk» *Journal of biomechanics*, vol. 43, n° 17, pp. 1269-1278, 2010.
- [153] R. Dumas, R. Aissaoui, D. Mitton, W. Skalli et J. A. de Guise, «Personalized body segment parameters from biplanar low-dose radiography» *Biomedical Engineering, IEEE Transactions*

- on, vol. 52, n° 110, pp. 1756-1763, 2005.
- [154] T. McConville, T. D. Churchill, I. Kaleps, C. E. Clauser et J. Cuzzi, «Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia» Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Dayton (OH), 1980.
- [155] J. M. Young, R. F. Chandler, C. C. Snow, K. M. Robinette, G. F. Zelmer et M. S. Lofberg, «Anthropometric and mass distribution characteristics of the adults female» FAA Civil Aeromedical Institute, Oklahoma City (OK), 1983.
- [156] V. M. Zatsiorsky et V. N. Selujanov, «Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regressions equations» *Biomechanics IX-B*, pp. 233-239, 1985.
- [157] P. De Leva, «Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters» *Journal of Biomechanics*, vol. 29, n° 19, pp. 1223-1230, 1996.
- [158] R. Dumas, L. Cheze et J. P. Verriest, «Adjustments to McConville et al. and body segment inertial parameters» *ournal of Biomechanics*, vol. 40, n° 13, pp. 543-553, 2007.
- [159] J. L. Gennisson, «Le palpeur acoustique: un nouvel outils d'investigation des tissus biologiques, Thèse de Doctorat, Université Pierre et marie Curie-Paris VI» 2003.
- [160] J. L. Gennisson, T. Defieux, E. Macé, G. Montaldo, M. Fink et M. Tanter, «viscoelastic et anisotropic mechanical properties of in-vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging» *Ultrasound in medicine & biology*, vol. 36, n° 15, pp. 789-801, 2010.
- [161] D. Royer, J. Gennisson, T. Defieux et M. Tanter, «On the elasticity of transverse isotropic soft tissues (L)» *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 129, n° 15, pp. 1757-2760, 2011.
- [162] «bio3d.colorado.edu» Boulder Laboratory for 3-D Electron Microscopy of Cells, [En ligne]. Available: <http://bio3d.colorado.edu/imod/>.
- [163] Scilab Enterprises, «scilab.org» [En ligne]. Available: <http://www.scilab.org/fr>.
- [164] ISTI-CNR, «MeshLab, a tool developed with the support of the 3D-CoForm project» [En ligne]. Available: <http://meshlab.sourceforge.net/>.
- [165] G. Taubin, «Geometric signal processing on polygonal mesh. Eurographics 2000 State of the Art Report» 2000.
- [166] F. Trochu, «A contouring program based on dual kriging interpolation» *Engineering with computers*, vol. 9, n° 13, pp. 160-177, 1993.

- [167] C. Geuzaine et J. F. Remacle, «Gmsh: a three-dimensional finite element mesh generator with built-in pre- and post-processing facilities» 2015. [En ligne]. Available: <http://geuz.org/gmsh/>.
- [168] C. Geuzaine et J. C. Remacle, «Gmsh Reference Manual - The documentation for Gmsh 2.9, A finite element mesh generator with built-in pre- and post-processing facilities» 2015.
- [169] R. Dumas, T. Robert, V. Pomeroy et L. Chèze, «Joint and segment coordinate systems revisited» *computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, vol. 15, n° 1sup1, pp. 183-185, 2012.
- [170] J. Stelletta, R. Dumas et Y. Lafon, «How mechanical interaction between muscle can influence Echo-Elastographic measurements? A numerical study» 2015.
- [171] MathWorks®, «MATLAB® - Documentation en ligne» [En ligne]. Available: <http://fr.mathworks.com/help/matlab/graphics.html>.
- [172] D. Tran, «Comportement biomécanique de la paroi abdominale et de ses composants musculaires: du specimen isolé au patient », Thèse de Doctorat, 2013».
- [173] S. LS-OPT, «www.lsoptsupport.com» [En ligne]. Available: <http://www.lsoptsupport.com/examples/optimization/optimization-example>.
- [174] H. Follet, «Caractérisation Biomécanique et Modélisation de l'os spongieux humain, Thèse de Doctorat» INSA, Lyon, 2002.
- [175] E. Lefevre, «Evaluation du module d'élasticité de l'os cortical, adaptation de protocoles expérimentaux à de petits échantillons. Rapport de Stage» ISM, Université d'Aix - Marseille.
- [176] L. Cristofolini, «In vitro evidence of the structural optimization of the human skeletal bones» *Journal of Biomechanics*, vol. 48, n° 15, pp. 787-796, 2015.
- [177] H. Follet, «Caractérisation Biomécanique et Modélisation 3D par Imagerie X et IRM haute résolution de l'os spongieux humain: Evaluation du risque fracturaire, Thèse de Doctorat» INSA, Lyon, 2003.
- [178] P. Cardiff, A. Karač, D. FitzPatrick, R. Flavin et A. Ivanković, «Development of mapped stress-field boundary conditions based on a Hill-type muscle model» *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, vol. 30, n° 19, pp. 890-908, 2014.
- [179] L. Scheys, I. Jonkers, D. Loeckx, F. Maes, A. Spaepen et P. Suetens, «Image based musculoskeletal modeling allows personalized biomechanical analysis of gait» *Biomedical Simulation, Lecture Notes in Computer Science*, vol. 4072, pp. 58-66, 2006.
- [180] P. Pellikaan, M. van der Krogt, V. Carbone, R. Fluit, L. Vigneron, J. Van Deun et M. Koopman, «Evaluation of a morphing based method to estimate muscle attachment sites of the lower

- extremity» *Journal of Biomechanics*, vol. 47, n° 15, pp. 1144-1150, 2014.
- [181] V. Carbone, R. Fluit, P. Pellikaan, M. van der Krogt, D. Janssen, M. Damsgaard et N. Verdonschot, «Tlem 2.0—A Comprehensive Musculoskeletal Geometry Dataset For Subject-Specific Modeling Of Lower Extremity» *Journal of Biomechanics*, vol. 48, n° 15, pp. 734-741, 2015.
- [182] H. Choi et S. Blemker, «Skeletal Muscle Fascicle Arrangements Can Be Reconstructed Using a Laplacian Vector Field Simulation» *PLoS ONE*, vol. 8, n° 110, 2013.
- [183] D. A. Lansdown, Z. Ding, M. Wadington, J. L. Hornberger et B. M. Damon, «Quantitative diffusion tensor MRI-based fiber tracking of human skeletal muscle» *Journal of Applied Physiology*, vol. 103, n° 12, pp. 673-681, 2007.
- [184] B. A. D. Z. Damon BM, «Diffusion-Tensor MRI Based Skeletal Muscle Fiber Tracking» *Imaging in Medicine*, vol. 3, n° 16, pp. 675-687, 2011.
- [185] J. C. Guimberteau, «<http://www.guimberteau-jc-md.com>» 2005-2010. [En ligne]. Available: <http://www.guimberteau-jc-md.com/fr/videos.php>.
- [186] LSTC, LS-DYNA keyword user's manual, volume II : Material Models.

Annexe 1

Effect of the muscle activation level distribution on normal stress field: a numerical study

J. Stelletta^{*†}, R. Dumas[†], and Y. Lafon[†]

[†] Université de Lyon, F-69622, Lyon, France

[‡] IFSTTAR, UMR_T9406 Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, F-69675, Bron, France

Keywords: finite element; muscle; activation; isometric contraction; inverse method identification

1. Introduction

Deformable approaches to model muscles with contractile capability are more and more investigated. The effects on the strain field of the muscle architecture (Blemker et al. 05) and of the passive material properties (Hodgson et al. 2012) have been specifically studied. According to a contraction resulting from the recruitment of different fibre types in variable proportion (Henneman et al. 1965) with heterogeneity of the motor unit activation (English et al. 1993), this paper aims to analyse the influence of the activation level distribution through the muscle cross section.

2. Methods

A generic 3D model of the muscle with contractile capability was developed as reported in literature (Behr 2004).

2.1 Geometry and mesh

An elliptic section was extruded along the Z axis, with the muscle belly at the midsection.

The matrix part of the volume muscle model was meshed with 972 hexahedral elements. A trellis made of 1200 beam elements was embedded in the volume mesh, passing along hexahedral Z-edges, and standing for the fibres with contractile capability. This approach stood for a macro anatomical representation of the fibres embedded in the passive muscle matrix.

2.2 Material properties

A hyper elastic law (Mooney Rivlin material) was used for the volume elements, with the standard strain energy function based on the *I*, *II*, *III* invariants of the right Cauchy-Green tensor (Jolivet 2007):

$$W = A(I-3) + B(II-3) + C(III-1) + D(III-1)^2$$

$$\begin{cases} D = \frac{A(5\nu-2) + B(11\nu-5)}{2(1-\nu)}, C = 0,5A + B, \\ \nu = 0,5 : \text{Poisson ratio} \end{cases}$$

The relation $B=0,25A$ allowed to characterize the passive material with a single “A” parameter.

The contraction along the fibres was driven with a Thermo-Mechanical [THM] elastic material applied to the beams, based on a thermal strain:

$$\varepsilon^T = \alpha \Delta T \quad \text{with} \quad \Delta T = T(a) - T_{ref}$$

$$\begin{cases} \alpha : \text{thermal expansion coefficient} \\ T_{ref} : \text{reference temperature} (T_{ref} = 0) \\ T(a) : \text{temperature at the activation level "a"} \end{cases}$$

2.3 Boundary conditions

The Simulation of the Isometric Contraction (SIC) was performed in two steps.

The first step (SIC-1) was an uniaxial traction to distract the muscle. For $T(a) = T_{ref}$, the displacement of the lower section was fixed and a Z-displacement (i.e. elongation δl) was applied on the upper section. At the end of this step, the muscle model provided in a given XY cross-section an axial Z-force corresponding to the passive force component $CP(A, \delta l)$ of the Hill’s muscle model.

The second step (SIC-2) pursued the previous state with a THM simulation to model the contraction due to a given activation *a*: the node positions of the end surfaces were fixed, and a temperature field *T* was applied to the beams for tightening. This temperature was parametrized in the XY cross-sections using the quadric function:

$$T(a, x, y) = -T(a) \cdot \left[\beta \cdot \left(1 - \frac{x^2}{R_x^2} - \frac{y^2}{R_y^2} \right)^{1/2} + \gamma \right].$$

The effect of the spatial activation distribution on the stresses was quantified by investigating five distribution cases :

Case 1	$\beta = 0, \gamma = 1$	Case 4	$\beta = 1, \gamma = 0$
Case 2	$\beta = -1, \gamma = 1$	Case 5	$\beta = 1, \gamma = 0$
Case 3	$\beta = -1/2, \gamma = 1$		

Table 1 : activation distribution cases

At the end of this second step, the muscle model provided an axial reaction force corresponding to the sum of the passive and active components $CA(T(a), A, \delta l) + CP(A, \delta l)$, as for the Hill’s model.

2.4 Isometric musculo-tendon force curve matching

THM parameters were indentified using an inverse method to match the physiological normalized isometric contraction curves (Behr 2004). In the rest of this paragraph, the known parameters will be underlined. For a given elongation $\underline{\delta l}$, a gradient-based optimisation methode was used during SIC-1 to identify de “*A*” parameter to

verify $Fz_{passive} = CP(A, \delta l)$. Knowing “A”, an identical approach was applied during SIC-2 to obtain the $T(a)$ setting for a given activation level a , to verify $Fz_{total} = CA(T(a), A, \delta l) + CP(A, \delta l)$.

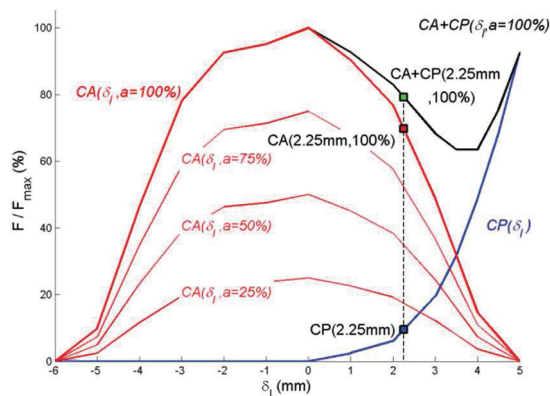


Figure 1. Normalized isometric behaviour from simulation after inverse method identification

3. Results and Discussion

The figure 1 reports the contraction force produced by the muscle model, in agreement with physiological observations (Zajac 1989). The figure 2 reports the activation level and the normal stress fields in the XY midsection, obtained for the five cases, for ($a=100\%$, $\delta l=2.25mm$).

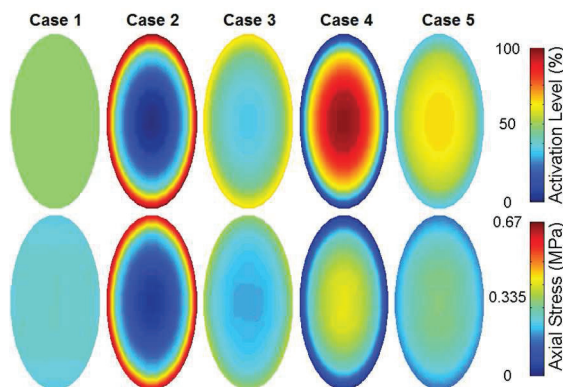


Figure 2 : Activation and stress at the midsection

In each distribution case, the muscle model provided the same axial force. However, the stress field and its maxima were highly dependent upon the activation level distribution.

Particularly, the stresses calculated in the cases n°2 and 3, which promoted the activation at the muscle periphery (in physiological agreement with the predominance of type IIb fibre on the surface and type I in deeper region (Dahmane et al. 2005), and the tissue velocity distribution observed by (Deffieux et al. 2006) under contraction) are significantly different from those obtained in non-physiological cases 1, 4 and 5. The non-uniform shortening of muscle fascicles are partially due to the muscle architecture (Blemker et al. 2005) and to the passive material properties (Hodgson et al.

2012). If the subject-specific fibre organisation could be extracted from diffusion data, the prospective non-uniform repartition of the contractile level should also be of major importance for building models based on muscle stress criteria as reported in this paper. Future investigation could be focussed on analysing the effect of contraction capability on radial transmission forces to surrounding structures. Improvements could be performed by including dynamics law and evaluating the results regarding in-vivo data.

4. Conclusions

A generic volume deformable muscle model with contractile capability has been developed using a THM FE approach. An inverse method identified mechanical parameters to provide a standard isometric behaviour. For a given axial force, the normal stress field significantly depended upon the activation distribution. Therefore, precautions should be taken in using muscular stress-based criteria from volume models. Improvements could be performed by evaluating the results from in vivo data (Deffieux et al. 2006).

References

- Behr M. 2004. Description et modélisation du comportement musculaire des membres pelviens. Thèse de doctorat, LBA, INRETS.
- Blemker S, Pinsky P, Delp S. 2005. A 3D model of muscle reveals the causes of nonuniform strain in the biceps brachii, J. Biomech., 38:657-665.
- Jolivet E. 2007. Modélisation biomécanique de la hanche dans le risque de fracture du fémur. Thèse de doctorat, LBM, ENSAM.
- Hodgson J, Chi S, Yang J, Chen J, Edgerton V, Sinha S. 2012. Finite element modeling of passive material influence on the deformation and force output of skeletal muscle. J. Mech. Behav. Biomech. Mat., 9:163-183.
- Henneman E, Somjen G, Carpenter D. 1965. Functional significance of cell size in spiral motoneurons. J. Neurophysiol. 28:560-580.
- English A, Wolf S, Segal R. 1993. Compartmentalization of muscles and their motor nuclei: the partitioning hypothesis. Phys. Ther., 73(12):857-867.
- Dahmane R, Djordjevic S, Simunic B, Vantic V. 2005. Spatial fiber type distribution in normal human muscle histochemical and tensiomyographical evaluation. J. Biomech., 38(12):2451-2459.
- Deffieux T, Gennisson J, Tanter M, Fink, M. Nordez, A. 2006. Ultrafast imaging of in vivo muscle contraction using ultrasound. Applied Physics Letters. 89(18) id 184107.
- Zajac, F.E., 1989 Muscle and Tendon : Properties, Models, Scaling and Application to Biomechanics and Motor Control. CRC Crit. Rev. in Biomed. End. 17:359-411

Annexe 2



Université Claude Bernard Lyon
INSA de Lyon
École Centrale de Lyon

Master Recherche MEGA

Mécanique – Énergétique – Génie Civil – Acoustique

Spécialité « Biomécanique »

Year: 2012 - 2013

Master's thesis

RESEARCH MASTER MEGA speciality BIOMECHANICS

Mechanical parameters influence study of the shear wave
mechanical characterization method

Presented by

Anicet LE RUYET

September 23rd 2013

Internship supervisors

- * Laurence Cheze, Professor
- * Raphaël Dumas, Director of Research
- * Yoann Lafon-Jalby, Associate Professor

LBMC UMR_T 9406 – Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs

Université Claude Bernard Lyon 1 – IFSTTAR

Faculté des Sciences et Technologies Département de Mécanique

*Bâtiment Oméga, 43 boulevard du 11 Novembre 1918 69622 Villeurbanne Cedex
France*

Abstract

The aim of this study is to study the influence of mechanical parameters on shear wave propagation and therefore on the equivalent modulus of elasticity derived from the shear wave propagation speed. An experimental tensile including shear wave elastography (SWE) tests has shown that the stiffness deriving from force/displacement curve and from SWE are not the same. This non-coherence between both methods has been explained by the fact that the material parameters assumed by SWE are not valid regarding muscle tissue. For that purpose several tools have been developed with the software LS-Dyna (LSTC, California) and Matlab (Mathworks, France) and validated using material properties assumed by SWE (isotropic, non-linear and incompressible material).

A finite-element model has been developed using the same boundary conditions as those used during an experimental test and an experimental design has been defined in order to estimate the influence of three mechanical parameters (strain rate, incompressibility and material non linearity) on the assessment of equivalent moduli of elasticity in the longitudinal and transverse direction.

As a result it appears that the material linearity is the most influent parameter on the assessment of moduli of elasticity in the transverse direction whereas no mechanical parameter seems to be influent on the equivalent modulus of elasticity in the longitudinal direction: for a non-linear material, the shear waves propagates at a higher speed in the longitudinal direction than in the transverse one.

Keyword

Shear wave elastography, finite element method, mechanical parameter influence, shear wave propagation speed, experimental design

Contents

1. Introduction	1
1.1. Striated skeletal muscle.....	1
1.1.1. Configuration.....	1
1.1.2. Mechanical properties of the muscle.....	2
1.1.2.1. Force-length relation	2
1.1.2.2. Incompressibility.....	3
1.1.2.3. Anisotropy.....	3
1.2. Shear wave elastography	3
1.2.1. Radiation force and wave propagation.....	4
1.2.2. Ultrafast echography	4
1.2.3. Calculation of an equivalent modulus of elasticity.....	5
1.3. Issue.....	6
1.4. Aims	8
2. Material and methods.....	9
2.1. Finite element model.....	9
2.1.1. Part.....	9
2.1.1.1. Elements.....	9
2.1.1.2. Material	9
2.1.2. Boundary conditions	9
2.1.2.1. Traction phase	9
2.1.2.2. Radiation force	10
2.1.2.3. Shear wave propagation	11
2.1.3. Shear wave propagation analysis and shear wave propagation timing	11
2.1.3.1. Timing of the shear wave front propagation.....	12
2.1.3.2. Handmade toolbox	13
2.2. Method validation.....	13
2.2.1. Traction phase validation	13
2.2.1.1. Method.....	13
2.2.1.2. Results.....	15
2.2.1.3. Conclusion	17
2.2.2. Method validation for modulus of elasticity assessment using shear wave propagation speed	18
2.2.2.1. Method.....	18
2.2.2.2. Results.....	18
2.2.2.3. Conclusion	19

2.3. Method for estimating the influence of mechanical parameters in the assessment of an equivalent modulus of elasticity	19
2.3.1. Quantification of influence parameters	19
2.3.2. Experimental design	20
2.3.2.1. Input.....	21
2.3.2.2. Output.....	21
2.3.3. Simulations set up	22
2.3.4. Post-processing	22
3. Results	23
4. Discussion and conclusion	25
4.1. Finite-element model and shear wave propagation study	25
4.2. Mechanical parameters influence the shear wave propagation.....	26
5. Conclusion.....	28
7. Acknowledgments.....	29
9. References.....	30
10. Appendix.....	31
10.1. Experimentation design: Absolute and normalized values used	31
10.2. LS-Opt procedure	32
10.3. Quadratic response surface model: experimental design	33

Table of figures

Figure 1: Structure of a skeletal muscle (from U.S. National Institutes of Health. "SEER Training: Structure of Skeletal Muscle.").....	1
Figure 2: Muscle fiber configuration (from Uzwiak. "Lecture 14: Muscles III.")	2
Figure 3: Force-length relation a: passive force, b: whole force, c: active force, F: force generated by the muscle, L: muscle length (Goubel et Lensel-Corbeil, 1998)	2
Figure 4: Three-dimensional model of transversely isotropic biceps muscle [Mathematical Analysis of Applied Loads on Skeletal Muscles During Manual Therapy]	3
Figure 5: Supersonic Mach cone generation (Bercoff, 2004 (left), Deffieux, 2008 (right))	4
Figure 6: Ultrafast Echography (Deffieux, 2008).....	5
Figure 7: Rectus abdominis.....	6
Figure 8: Sample used during the tensile test (left: before the dissection, right: during the tensile test).....	7
Figure 9: Experimental data. Left: modulus of elasticity (kPa) computed from the ratio between force and displacement as a function of jaw displacement (mm). Right: modulus of elasticity (kPa) measured by elastography as a function of jaw displacement (mm)	7
Figure 10: Meshed geometry (left) muscle during the tensile test (right).....	8
Figure 11: Boundary conditions in the finite-element model. Tensile test simulation (a) Section view A-A (b) Radiation force simulation (the black dots represent the nodes inside the node set) (c)	10
Figure 12: Boundary conditions. A first phase (A) consists in simulating the tensile phase by prescribing a displacement (dz) to an extremity of the sample. At the end of this first phase, a displacement (u) is prescribed to a node set in order to simulate the radiation force. The last phase aims to study the propagation of the shear wave induced by the radiation force. The first phase uses an implicit method whereas both last ones use an explicit method	11
Figure 13: Left: Node set on which a displacement is prescribed (radiation force). Right: Definition of segments, paths around the node set on which the radiation force is applied. Shear wave propagation expected (dash circles). Two segments are defined around the area where the radiation force is applied. Every segment is composed of 4 parts called path.	12
Figure 14: Method for timing the shear wave propagation speed (1 segment, 4 paths)	13
Figure 15: Stress/strain curves used for Ogden material card. (green: experimental data, red: linearized experimental data, blue: data used for the validation).....	15
Figure 16: Evolution of normal stress (MPa) computed with the method developed (non-linear stress/strain curve) as a function of strain.	15
Figure 17: Evolution of the moduli of elasticity assessed as a function of strain for a non-linear material. Errors between moduli of elasticity assigned and assessed.	16
Figure 18: Evolution of normal stresses (MPa) computed with the method developed (linear stress/strain curve) as a function of strain.....	16
Figure 19: Evolution of the moduli of elasticity assessed as a function of strain for a linear material. Errors between moduli of elasticity assigned and assessed.....	17
Figure 20: Results of the validation of the finite-element model and validation of the method for computing the equivalent Young's modulus.....	19
Figure 21: Normal stress vs. strain curves for β taking different values (0-0.2-0.5-1).....	20
Figure 22: Inputs and outputs for LS-Opt iterations	21
Figure 23: Segment definition. The horizontal one (1) assesses a modulus of elasticity in the transverse direction and the vertical one (2) assesses a modulus of elasticity in the normal direction.....	22
Figure 24: Influence of mechanical parameters on the shear wave propagation (output: $ ET - E_{ass} E_{assi}$).....	24
Figure 25: Influence of mechanical parameters on the shear wave propagation (output: $ EL - E_{ass} E_{assi}$)	24
Figure 26: Influence of mechanical parameters on the shear wave propagation (output: $ELET$)	24

Figure 27: Shear wave propagation visualization for material non-linearity coefficients β and different types of material (a: $\beta=1$ linear elastic, b: $\beta=1$ ogden material, c: $\beta=0.2$ ogden material)26

Figure 28: Quadratic response surface model (output: $|EL - E_{ass}|E_{ass}i$).....34

Figure 29: Quadratic response surface model (output: $ELET$).....35

1. Introduction

This six-month study took place at the University Claude Bernard Lyon 1 in the Biomechanics and Impact Mechanics Laboratory (LBMC). This laboratory is composed of four branches called *Impact Biomechanics*, *Ergonomics*, *Structures* and *Orthopedics*. This study falls within the research projects of the *Orthopedics* cluster. Its main activities are focused on the study of the behavior of the human musculoskeletal system in various areas such as orthopedics, sports medicine or functional rehabilitation.

In movement analysis muscles are most of the time represented as one-dimensional structures which make easier optimization calculations (*Delp, Scott L., and J. Peter Loan, 2000*). However this approach has certain limitations: external geometry of the muscle or fiber organization is not considered. Therefore such numerical models cannot be customizable as a function of in-vivo patient parameters (ex: geometry, mechanical parameters). For such needs the *Orthopedics* cluster establishes 3D-deformable models. Muscles are complex structures and the laboratory uses several processes in order to get customizable 3D-deformable models. External geometries are obtained from medical imaging techniques such as CT-scan and internal behavior are deduced from SWE data (Shear Wave Elastography).

1.1. Striated skeletal muscle

1.1.1. Configuration

Three groups of muscle compose the human body: the heart muscle, smooth muscles and striated skeletal muscles. Only the last group has been studied during this internship. The striated skeletal muscles are complex, multi-scale structures and have two kinds of behavior: passive and active also called contraction.

Basically muscles are composed of an extracellular matrix and muscle fibers. (*Figure 1*)

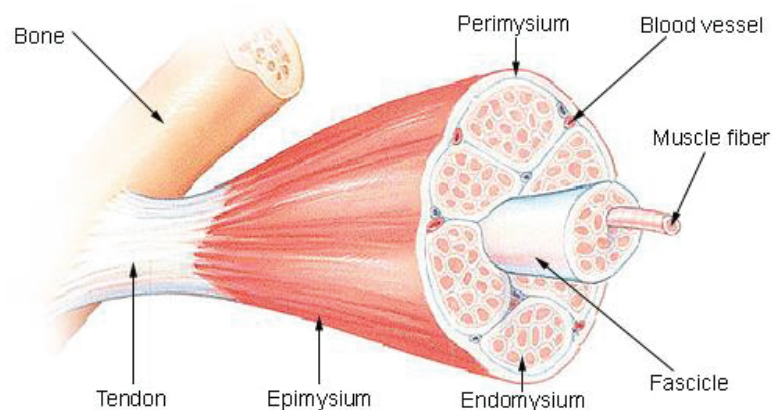


Figure 1: Structure of a skeletal muscle (from U.S. National Institutes of Health. "SEER Training: Structure of Skeletal Muscle.")

Muscle fibers can have different configurations: striated skeletal muscles can be for instance fusiform (fascicles run parallel to the direction of the muscle), unipennate or bipennate (fascicles form an oblique angle to the tendons). All these configurations lead to a mechanical behavior that can be complex.

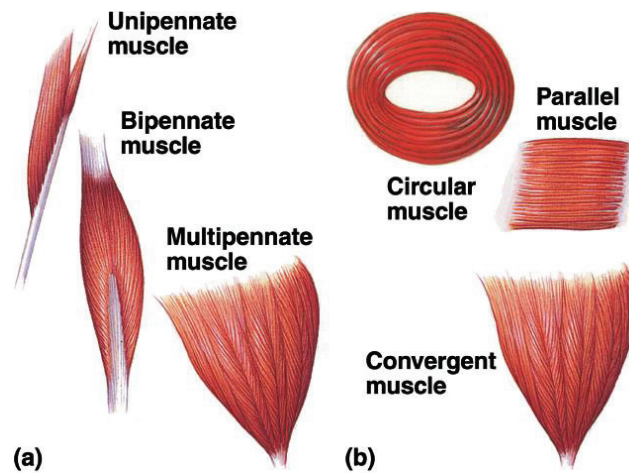


Figure 2: Muscle fiber configuration (from Uzwiak. "Lecture 14: Muscles III.")

1.1.2. Mechanical properties of the muscle

Muscle fiber types can be broken down into two main types: slow twitch (Type I) muscle fibers giving a passive mechanical behavior of the muscle and fast twitch (Type II) muscle fibers giving the active mechanical one. This report will stay focused on the passive mechanical behavior.

1.1.2.1. Force-length relation

Because of its complex fiber configuration, the mechanical behavior of the muscle has been mainly studied experimentally. As mentioned before the different kinds of muscle fibers give several curves force/displacement.

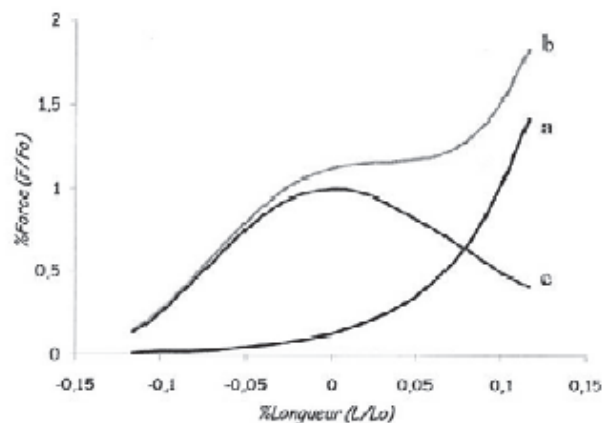


Figure 3: Force-length relation a: passive force, b: whole force, c: active force, F : force generated by the muscle, L : muscle length (Goubel et Lenseil-Corbeil, 1998)

For a given key length the force measured (curve b , Figure 3) is the sum of an active force (curve c , Figure 3) and of a passive force (curve a , Figure 3).

The relation passive force/length is strongly non-linear (see *Figure 2*) and looks like a hyperelastic material behavior. What sets this kind of material apart is its characterization by deformation energy as a function of the gradient of transformation. A review of the literature shows that the passive mechanical behavior of the muscle is usually modeled with a Mooney-Rivlin material law (*Johansson et coll.* 2000) or an Ogden material law (*Bosboom et coll.* 2001).

1.1.2.2. Incompressibility

Muscles are organs usually considered as full of water which is considered most of the time as a quasi-incompressible material as well as human organs such as muscles. On a mechanical note finite-element models in the literature use a Poisson's ratio ν very close to 0.5 when the passive behavior of the muscle is studied. (*Martins et coll.* 1998, *Blemker et coll.* 2005)

1.1.2.3. Anisotropy

As mentioned before muscle tissue is inhomogeneous and has a fibrous structure that leads to an anisotropic mechanical behavior. Muscles that are studied in this report are organs of the abdominal wall. They are usually considered as transverse isotropic material (*Blemker et coll.*, 2005, *Jolivet et coll.*, 2009, *Martins et coll.*, 1998): that means that the material has mechanical properties which are symmetric about an axis that is normal to a plane of isotropy. When muscles are studied the plane of isotropy is chosen as the plane orthogonal to the fiber direction (*Figure 4*).

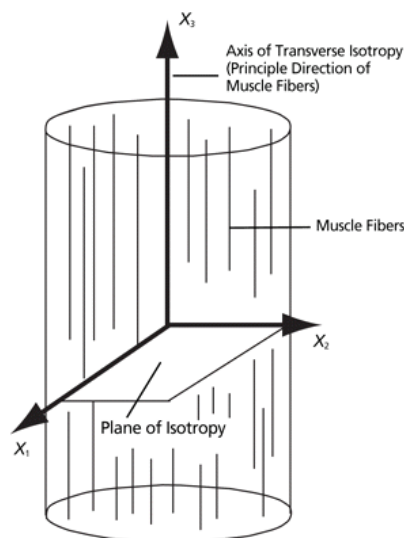


Figure 4: Three-dimensional model of transversely isotropic biceps muscle [*Mathematical Analysis of Applied Loads on Skeletal Muscles During Manual Therapy*]

Other mechanical properties could be outlined such as viscosity but because of the study of the passive behavior of the muscle only, these mechanical aspects will be not explained in this report.

1.2. Shear wave elastography

As mentioned before numerical models need to be customizable from a geometrical and mechanical point of view. For fifteen years studies have been made in order to characterize

pathologies in breast or livers (fibrosis, cirrhosis) (Deffieux, 2008). This new method is based on the propagation of shear waves in a continuous medium and is called *Shear Wave Elastography*.

Shear Wave Elastography (SWE) is a non-invasive medical method that assesses soft tissue stiffness in real time for detection and characterization of pathologies in organs. As a method the tissue first needs to be locally excited by a radiation force. This small displacement propagates through the tissue as a mechanical shear wave, the speed of which is measured thanks to ultrafast echography (Figure 5).

The following parts will explain the main three parts which lead to the estimation of continuous medium stiffness. They are called *excitation* (by radiation force), *acquisition* (ultrafast echography) and *stiffness estimation* (inverse problem) according to Bercoff, 2004.

1.2.1. Radiation force and wave propagation

In order to assess the medium's stiffness the shear wave of which the speed is measured must be a plane wave. In order to apply a radiation force in the medium ultrasounds are focused successively at several depths in the medium (Figure 5). The interference of these shear waves generated at every focus lead to a plane shear wave of which the propagation is studied, in particularly its speed.

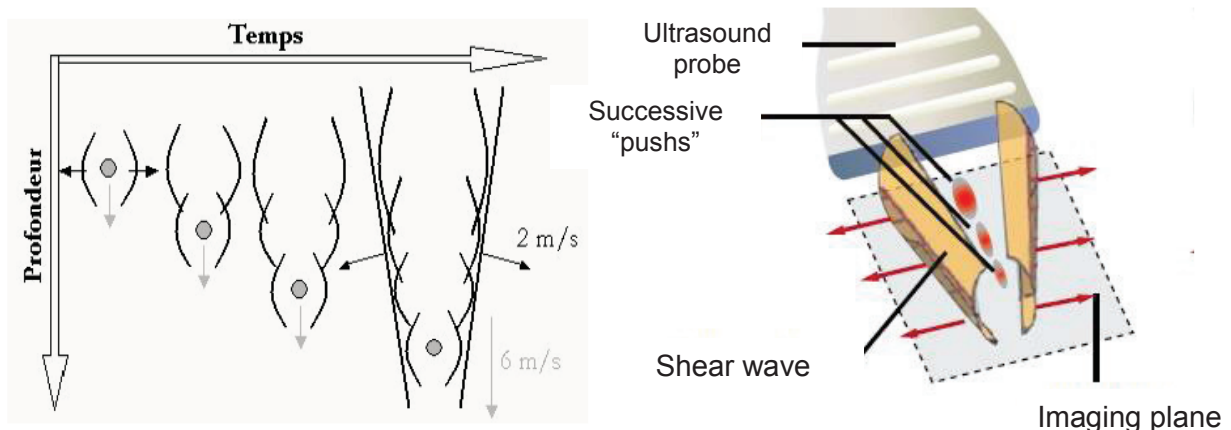


Figure 5: Supersonic Mach cone generation (Bercoff, 2004 (left), Deffieux, 2008 (right))

Because the different focuses are made at a speed higher at the speed of sound a Mach cone is generated (Figure 5).

1.2.2. Ultrafast echography

To understand how ultrafast echography works it is first necessary to remind how echography works. As a method echography is based on the emission of compression waves as well as their reflections during their propagation in the medium studied. After reconstruction of the echoes reflected it is possible to get morphologic pictures of organs. Echography consists in focusing successively ultrasounds and creating a picture during a step called *beamforming* which estimates in fact the distribution of echogenicity (variation of acoustic impedance). Echography has an acquisition frequency up to 100Hz.

Ultrafast echography has a much higher acquisition frequency: 100 kHz. This frequency is indeed possible thanks to the emission of a plane wave by emitting ultrasounds in the medium entirely in one time without successive focuses of ultrasounds (*Figure 6*). Such an acquisition frequency it is possible to study the shear wave propagation induced by the radiation force described before and to measure in particular the wave speed.

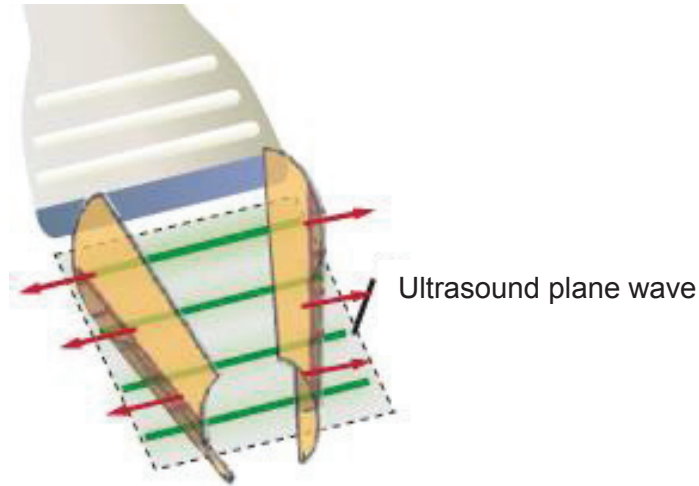


Figure 6: Ultrafast Echography (Deffieux, 2008)

1.2.3. Calculation of an equivalent modulus of elasticity

As mentioned in the previous part the material stiffness is computed from the propagation speed of the shear wave. From the dynamic equations of motion it is possible to find an equation between the shear modulus μ the medium density ρ , assumed as constant in the medium, and the shear wave speed c (Deffieux, 2008).

$$c = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}}$$

Moreover for a quasi-incompressible isotropic linear-elastic material of which the density stays the same the modulus of elasticity E can be written as a function of the shear modulus (μ) and the Poisson's ratio (for small strain rate):

$$\mu = \frac{E}{2(1 + \nu)}$$

Therefore substituting μ in the previous equations there is a relation between the modulus of elasticity and the propagation speed of the shear wave since $\nu \approx 0.5$ (quasi-incompressible material):

$$E = 3\rho v^2$$

1.3. Issue

This report is based on an experimentation which took place at the Biomechanics and Impact Mechanics Laboratory in Bron (69). From the perspective of improving the understanding of the muscle behavior a tensile test has been made on a muscle from the abdominal wall. During the test stiffness measures have been made on the sample using shear wave elastography and curves force/displacement have been plotted in order to compare both stiffness with the two different methods.

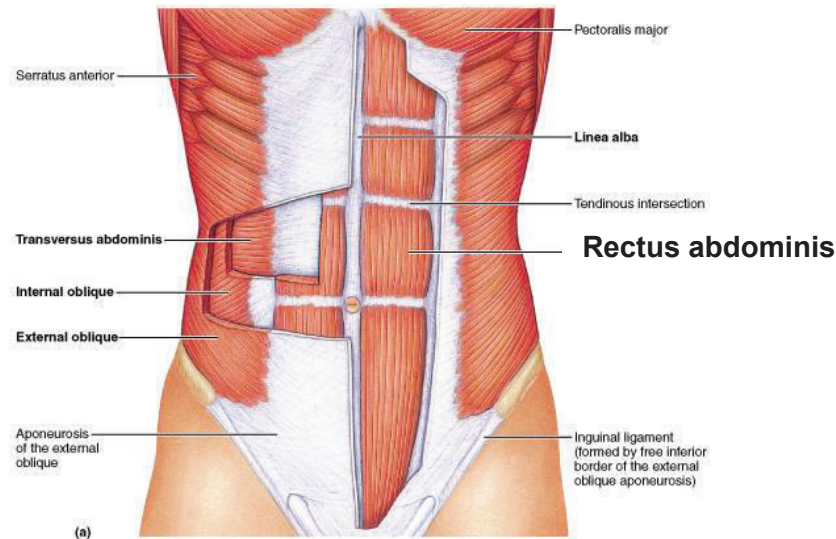


Figure 7: Rectus abdominis

The sample used during this experimentation came from the rectus abdominis muscle (post-mortem, human, 76 years old) (Figure 7). The sample has been taken from the inferior costal margin to the pubis. The envelope of the muscle has been taken off as well as the peritonea (Figure 8).

The testing machine used was an INSTRON 8802 machine (High Wycombe, England). The initial sample length was equal to 142 mm and a precycling (6 cycles, opening of the jaws: 22mm, speed: 10mm/s) has been operated before testing. The displacement speed of the jaws during the test was equal to $0.1\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$. Concerning the data from shear wave elastography they come from an Aixplorer® machine (Probe SuperLinear™ SL10-2, Supersonic Imagine, Aix en Provence, France) and the modulus of elasticity has been measured every 0.5 mm-displacement.

It must be emphasized that the operator took care of positioning the muscle in a position leading fibers oriented in the direction of the jaw displacement.

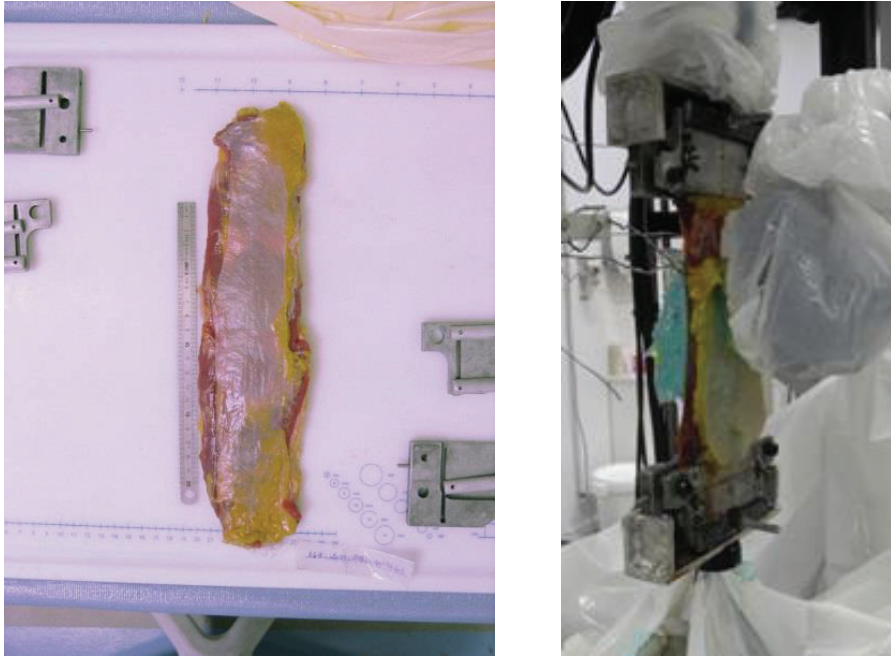


Figure 8: Sample used during the tensile test (left: before the dissection, right: during the tensile test)

In order to estimate the medium stiffness two methods have been used:

- From curves force vs. displacement an equivalent modulus of elasticity has been computed as the ratio between both quantities (force and displacement) for every displacement step.
- The second method has consisted in using directly data from shear wave elastography.

Computed value and the modulus of elasticity measured by shear wave elastography have been compared. As it can be seen on the Figure 9 there is no agreement between both methods.

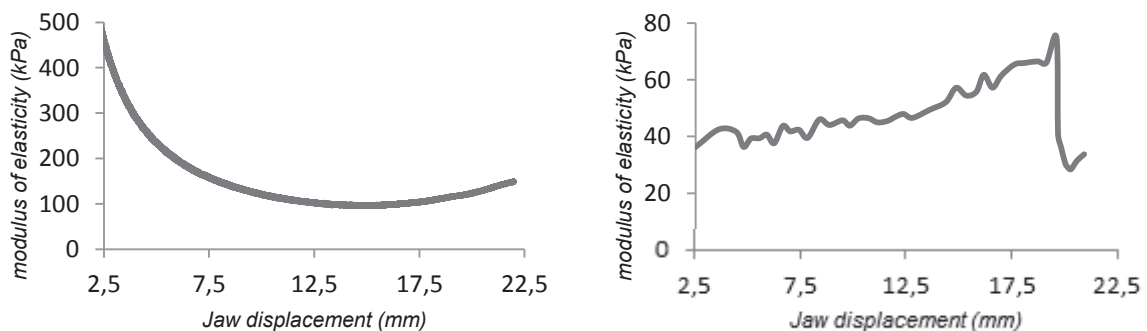


Figure 9: Experimental data. Left: modulus of elasticity (kPa) computed from the ratio between force and displacement as a function of jaw displacement (mm). Right: modulus of elasticity (kPa) measured by elastography as a function of jaw displacement (mm)

However the curve force/displacement seems to be in agreement with the literature as well as the equivalent modulus of elasticity computed therefore. Disagreement between both methods may reflect the fact that assumptions used for Shear Wave Elastography (ex:

isotropy, linearity, Poisson's ratio equal to 0.5) are not valid for soft tissue. As said in the part 1.1 muscle tissue is strongly non-linear (passive behavior) and anisotropic. Therefore it is necessary to understand what mechanical parameters previously mentioned have the highest influence on elastography measures.

1.4. Aims

The main aim of this study is to estimate the influence of mechanical parameters of muscle tissue on Shear Wave Elastography results. This work is based on the results from the tensile test described in the part 1.3.

- The first part of this study consists in establishing a finite element method from an existing meshed geometry (*Figure 10*). The external wrap has been developed thanks to a 3D-scan during the tensile test (7-axes measuring arm, MCAx combined with a numerical laser scanner and an inspection, scanning software, Nikon metrology). This wrap has been then used to create a three dimensional meshed geometry (eight-node hexahedral elements, 21472 elements, 25920 nodes).

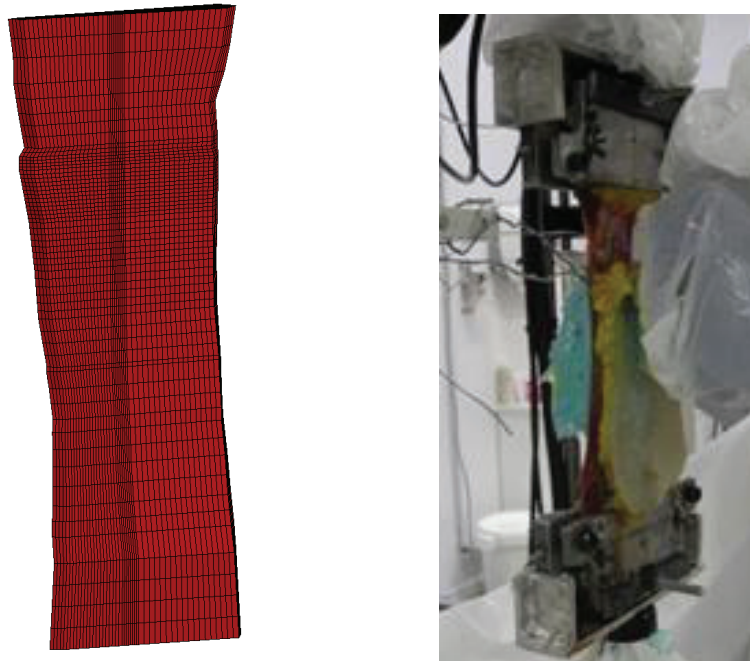


Figure 10: Meshed geometry (left) muscle during the tensile test (right)

The LS-Dyna code (Livermore Software Technology Corporation, LSTC, California) has been used in order to simulate Shear Wave Elastography experimentation with the aim of computing an equivalent modulus of elasticity at a given strain rate.

- The finite element model developed in the first part will aim to estimate the influence of mechanical parameters of the muscle tissue about the calculation of the modulus of elasticity equivalent. Three mechanical parameters are evaluated: non-linear material, non-quasi-incompressible material.

2. Material and methods

2.1. Finite element model

2.1.1. Part

2.1.1.1. Elements

According to the keyword user's manual of LS-Dyna (Livermore Software Technology Corporation (LSTC), California), the integration method must be chosen when the kind of section is assigned to the material (e.g. solid, shell). Therefore a solid section has been chosen as well as fully integration method for quadratic 8 node element with nodal rotations (ELFORM=3).

2.1.1.2. Material

Several kind of material (linear, non-linear elastic, incompressible, quasi- or non-incompressible material) have used for simulations. All of them are described in the following parts.

2.1.2. Boundary conditions

Basically the boundary conditions used for the simulations are the same as those of the tensile test described in the section 1.3.

2.1.2.1. Traction phase

The first part of the simulation consists in simulating the experimental tensile test. Therefore the sample is one-sidedly clamped whereas a prescribed motion *dispz* is applied to the other one (*Figure 11, 12*). As in the experimentation *dispz* varies from 0 to 25 mm (displacement step equal to 5mm). The time of the traction phase has been chosen equal to 0.1s to minimize simulation time.

This first phase is simulated with an implicit method which consists in converging solutions for every time step. The time step is adjusting (increase or decrease) at every time step depending on the number of iterations before convergence. In order to minimize the simulation time, the initial time step has been chosen equal to 0.1s, i.e. the same time of the traction phase one. For all simulations a simple precision solver is used.

Moreover the option *Dynamic Relaxation* (see LS-Dyna keyword user's manual) has been used for this first simulation part. This option has the advantage of initializing stresses and deformation in the model to simulate the traction phase as a preload. Therefore the sample is already under tension at the beginning of the simulation time origin (*Figure 12*).

Furthermore residual velocities stay in the sample at the end of this first simulation part because it is under tension. With the *Dynamic Relaxation* option is included to the model, all velocities are set to 0 at the end of the preload, hence at the beginning of the simulation.

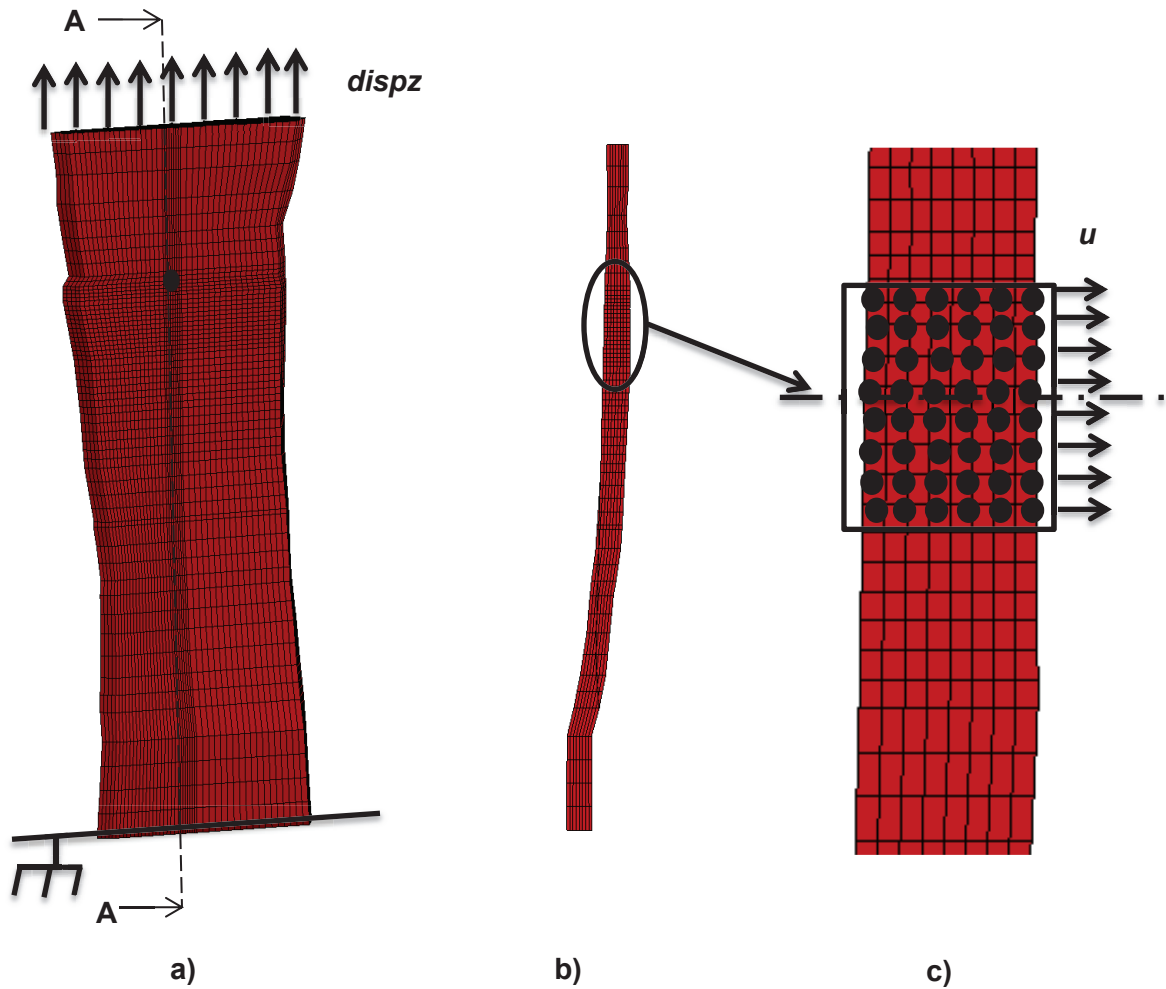


Figure 11: Boundary conditions in the finite-element model. Tensile test simulation (a) Section view A-A (b) Radiation force simulation (the black dots represent the nodes inside the node set) (c)

2.1.2.2. Radiation force

Once the simulation of the tensile test is over, the sample stays under axial tension and a displacement (u) is prescribed to a node set (Figure 12, 11: phase B) in order to simulate the radiation force of SWE. This node set contains all nodes inside a cylinder defined as following: a circle with center P the position of the ultrasound probe used during the experimental test is plotted. This circle is then projected (y-direction) in the sample thickness leading to the cylindrical node set.

Therefore it can be easily understood that the node set is not at the same position when the sample is or is not under tension. Thus the node set is re-defined at the end of the traction keeping the center P of the circle described before at the same position in relation to the distance from clamped slide of the sample. During the experimental test the ultrasound probe has indeed stayed at the same position for each displacement step.

This small displacement generated by the radiation force leads to the propagation of a shear wave of which the speed of propagation is measured in the last phase. This simulation part is simulated with an explicit method.

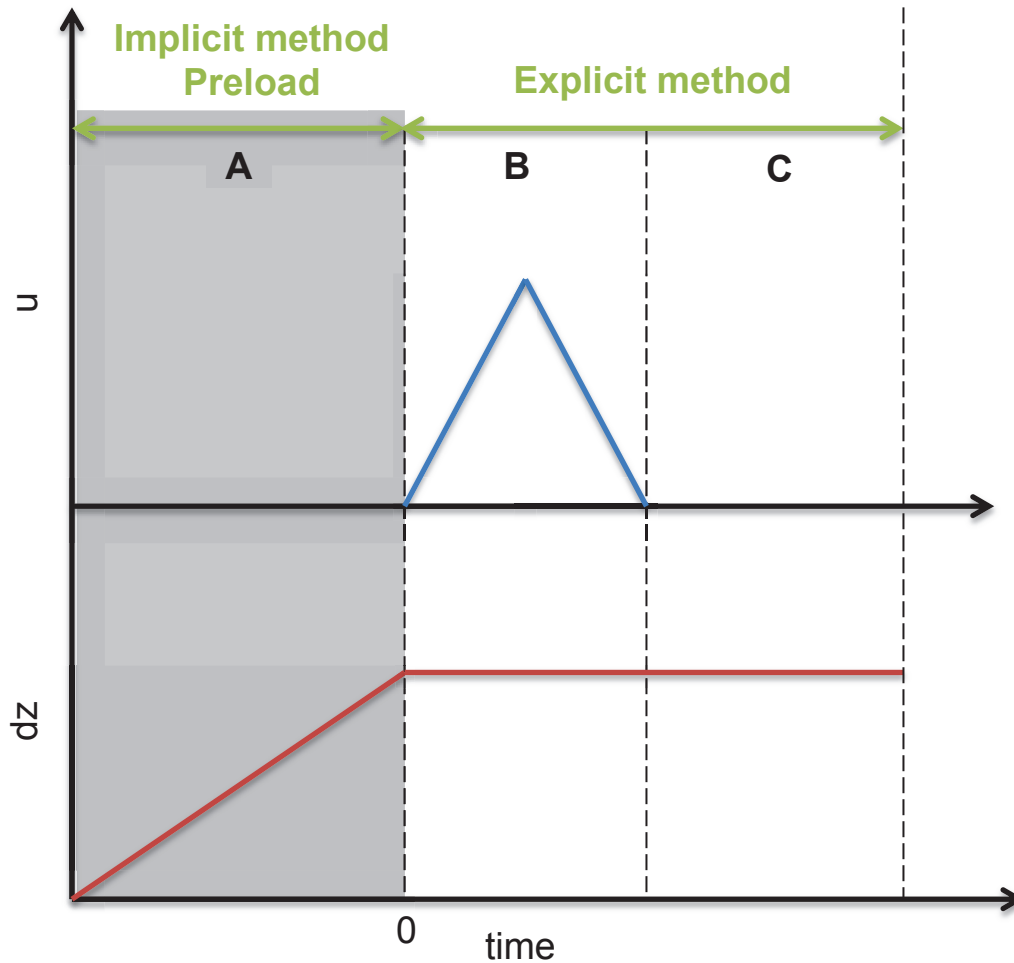


Figure 12: Boundary conditions. A first phase (A) consists in simulating the tensile phase by prescribing a displacement (dz) to an extremity of the sample. At the end of this first phase, a displacement (u) is prescribed to a node set in order to simulate the radiation force. The last phase aims to study the propagation of the shear wave induced by the radiation force. The first phase uses an implicit method whereas both last ones use an explicit method

2.1.2.3. Shear wave propagation

The last part of the simulation (Figure 12: phase C) aims to study the propagation of the shear wave. During this study the speed of the propagation of the shear wave is assessed in order to get the equivalent stiffness of the sample. Therefore the sample stays under tension, i.e. dz is unchanged as at the end of the phase A whereas the node set on which a displacement u was prescribed during the phase B is unconstrained.

The last two parts of the simulation are computed with an explicit method (time step equal to 1×10^{-6} s).

2.1.3. Shear wave propagation analysis and shear wave propagation timing

In order to assess the shear wave propagation speed a graphical analysis is made. As there is no tool available with the post-processing software LS-PrePost that could assess the shear wave propagation speed a homemade toolbox has been developed. The shear wave front displacement is timing using a handmade toolbox developed with the software Matlab

(MathWorks, France). This toolbox has not been developed either as part of this study. Hence an overview only will be made in this report.

2.1.3.1. Timing of the shear wave front propagation

The shear wave propagation is studied in two directions around the node set on which a displacement u is prescribed (Figure 13). This displacement u is prescribed as a function of y . Therefore it is expected that the shear wave propagates circularly around the impulsion area, i.e. around the vector y .

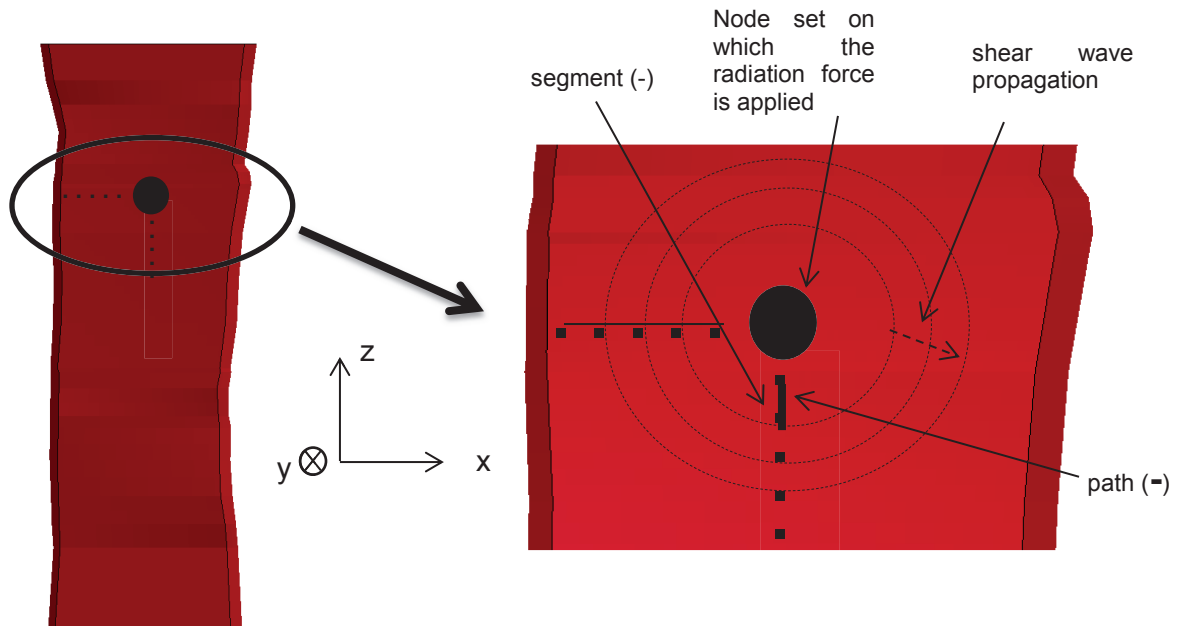


Figure 13: Left: Node set on which a displacement is prescribed (radiation force). Right: Definition of segments, paths around the node set on which the radiation force is applied. Shear wave propagation expected (dash circles). Two segments are defined around the area where the radiation force is applied. Every segment is composed of 4 parts called path.

At the end of the phase B i.e. when the sample is under tension and the displacement u has been prescribed to the node set, displacements in the y -direction around the node set are studied. For this, two segments are defined around the node set. Five points are placed on each segment creating then four paths (see Figure 13). The first point of each segment is 5 mm far from the center of the node set and the path length has been defined as equal to 1 mm. This configuration has been used for all simulations described in this report.

When the shear wave will pass through any extremity of a path, the extremity will get a displacement in the y -direction. Thus, the time at which an extremity passes through a maximum will correspond to the passage of the shear wave. As shear wave keeps propagating, every path extremity of a same segment will pass through up a maximum with a delay. Knowing the distance between every path extremities it is possible then to know the shear wave propagation speed.

For a better understanding, Figure 15 shows an example of the method described before. During the shear wave propagation, the displacement of each path extremities is recorded in the y -direction as a function of time. Each extremity passes through up a maximum with a delay in time. Knowing the distance between each extremity, it is possible to deduce the shear wave propagation speed for each path by calculating the ration distance/delay.

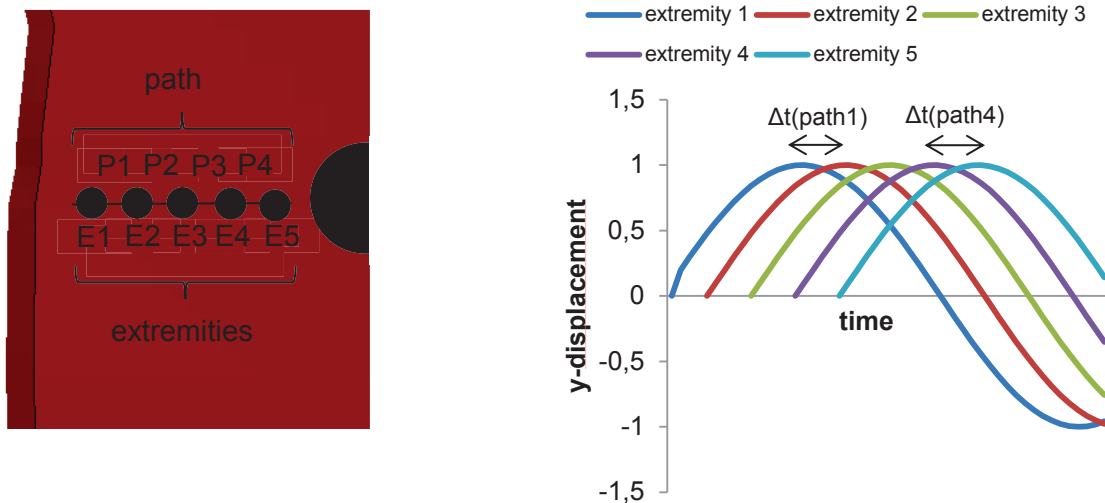


Figure 14: Method for timing the shear wave propagation speed (1 segment, 4 paths)

2.1.3.2. Handmade toolbox

Using screenshots and an optical character recognition software, a section view is made at the point P (center of the node set on which the radiation force is applied) in the y-axis for every time step. The y-velocities (same periodicity as y-displacements) of each extremity of the three segments are plotted as a function of time. Finally a function calculates the delays and deduces the shear wave propagation speed for each path and for each segment. As explained in the section 1.2.3, it is possible then to calculate an equivalent modulus of elasticity.

The homemade toolbox uses the d3plot file generated by LS-Dyna during the simulation. This file is read thanks to the post-processing software LS-PrePost (Livermore Software Technology Corporation, California). At every time step the section-view is generated and the chosen value (e.g. y-displacements) appear in a color codes form. The color of every pixel is then converted in the unit wanted thanks to the color scale (e.g. millimeters). It must be emphasized that these values are not nodal ones.

2.2. Method validation

2.2.1. Traction phase validation

2.2.1.1. Method

As explained in the previous section, the finite-element software used (LS-Dyna, Livermore Software Technology Corporation, California) can generate a file called d3plot bringing together several results of the simulation in a graphic form. Thanks to the legend, every pixel color is assigned to a value and its unit. These results used in this study (normal stress, strain, displacement, cross-section area and reaction force) are usable with the post-processing software LS-PrePost (Livermore Software Technology Corporation).

In order to assess the stiffness sample a graphical analysis is made as well. Values used for assessing the real stiffness in the sample after the traction phase are the evolution of normal

stress, area and reaction force has been used. The real stiffness has been assessed in the cut-section oriented in the z-direction and passing through the center of the node set on which the radiation force is applied. The real modulus of elasticity in this cross-section has been computed for each displacement with two equations as following according to Hook's law:

$$E_{ratio_tens} = \frac{\sigma_{zz}}{\epsilon_{zz}}, \quad E_{force_area} = \frac{F_z}{\epsilon_{zz}A_{xy}}$$

σ_{zz} and ϵ_{zz} are respectively the stress and the strain in the normal direction. F_z is the resultant force in the normal direction and A_{xy} is the cross section area in the plane normal to the normal direction and passing through the center of the node set on which the radiation force is prescribed.

Therefore the phase A only has been simulated and the real modulus of elasticity has been assessed at the end of the simulation using the handmade toolbox. For that purpose the same boundary conditions as have been used those described in the part 2.1.2.1. Simulations have been made for an elongation equal to 0, 5, 10, 15, 20 and 25 mm. For each displacement the real modulus of elasticity has been assessed using the previous method.

The material MAT_077_O (Ogden rubber) has been chosen in the LS-Dyna material library. This hyperelastic material model is used to describe the non-linear stress-strain behavior of complex materials. Like other hyperelastic material models, the Ogden one assumes that the material behavior can be described by means of a strain energy density function, from which the stress-strain relationships can be derived. With the software LS-Dyna this kind of material has the advantage of being able to use an experimental stress-strain curve. The Poisson's ratio assigned to the material has been chosen equal to 0.495 and the density equal to 1200 kg.m⁻³. Two curves have been used for that purpose:

- The first stress-strain curve is derived from the experimental force/displacement curve. First, after discretization (11 values) force values have been divided by the initial cross-section area A_{xy} and the displacement has been divided by the initial length in the z-direction (green curve, *Figure 15*). As it can be seen, this curve decreases from 0.03 to 0.07 %strain. Thus the solution cannot converge from a numerical point of view. Consequently the curve had to be modified so that the implicit code finds a solution. For that purpose, a linear curve has been plotted passing through the minimum of the experimental curve and through its maximum (*Figure 15*, red curve). After that, the curve used for the simulation has been defined as the difference between both previous curves multiplied by a coefficient β . The coefficient used has been the smallest one (equal to 0.2) at which the curve keeps increasing (*Figure 15*, blue curve). The order to fit the Ogden model has been chosen equal to 3 (*Ogden, 1984*)
- The second stress-strain curve used for validating the method is a linear curve (slope equal to 0.15). The same parameters have been used as those described before.

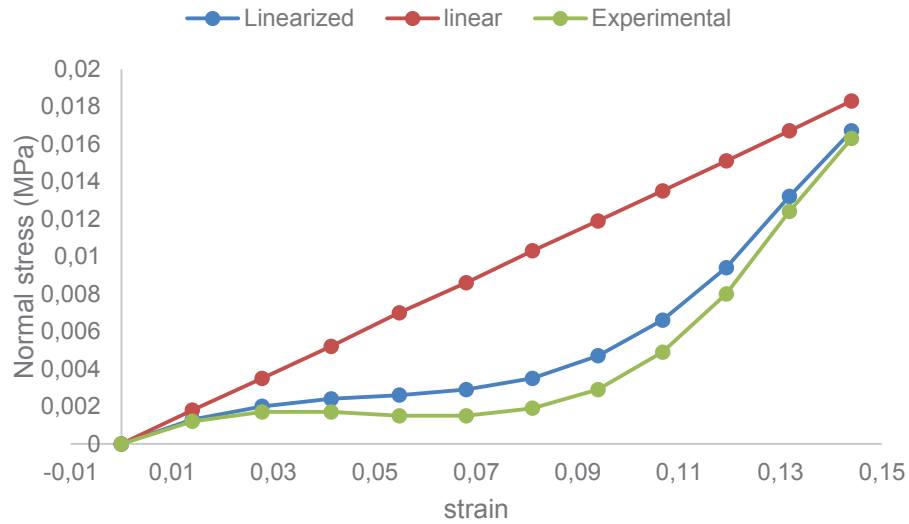


Figure 15: Stress/strain curves used for Ogden material card. (green: experimental data, red: linearized experimental data, blue: data used for the validation)

2.2.1.2. Results

Here below figures results from simulations described before. Results with the non-linear stress/strain curve assigned to the material are plotted in *Figure 16* and in *Figure 17* whereas those with a linear stress/strain curve assigned to the material are plotted in *Figure 18* and in *Figure 19*.

In *Figure 16*, normal stresses in MPa assessed with different methods are plotted as a function of strain ϵ_{zz} (%). The blue curve shows the evolution of the normal stress assigned to the material, the red one represents the evolution of the normal stress σ_{zz} coming directly from the d3plot file and the green shows the evolution of the normal stress defined as the ratio of the reaction force in the normal direction F_{zz} and the initial area A_{xy} . All these values are plotted as a function of strain ϵ_{zz} .

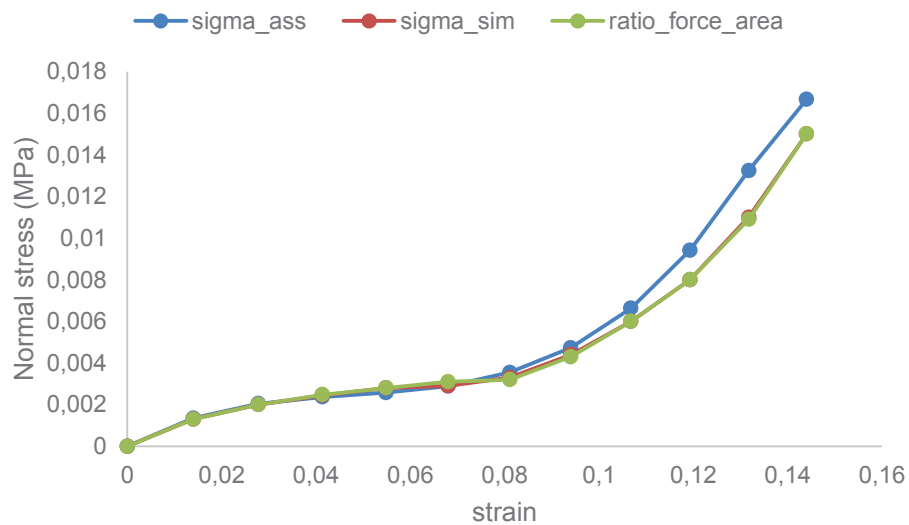


Figure 16: Evolution of normal stress (MPa) computed with the method developed (non-linear stress/strain curve) as a function of strain.

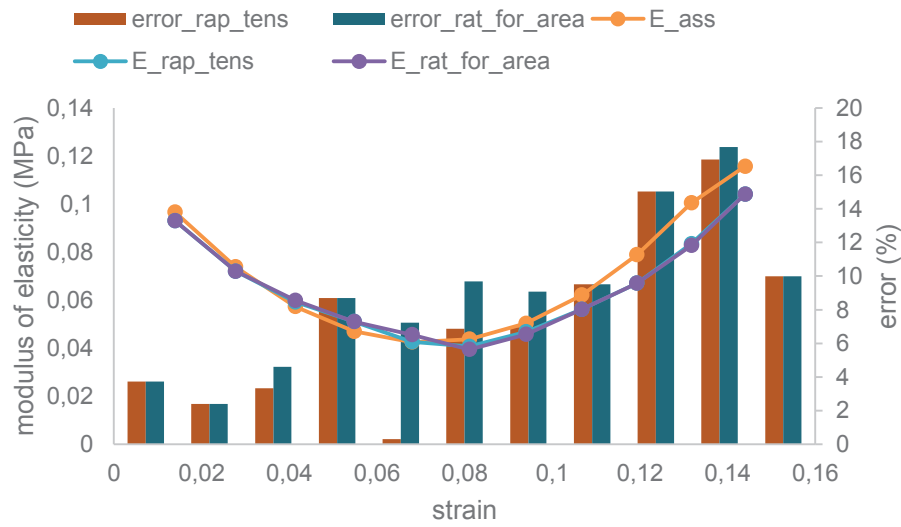


Figure 17: Evolution of the moduli of elasticity assessed as a function of strain for a non-linear material. Errors between moduli of elasticity assigned and assessed.

Results in *Figure 17* derive from the method described before. The blue and the violet curves represent respectively the evolution of E_{ratio_tens} and the evolution of $E_{ratio_force_area}$ (MPa) as a function of strain ϵ_{zz} (%) whereas the orange one shows the evolution of the modulus of elasticity assigned to the material. Errors in % between the modulus of elasticity assigned and those assessed (orange bars: E_{ratio_tens} , blue bars: $E_{ratio_force_area}$) have also been plotted.

Concerning the results from simulations with the linear stress/strain curve, they are plotted in *Figure 18* for the evolution of the different normal stresses assessed and in *Figure 19* for the evolution of the modulus of elasticity computed with the method described.

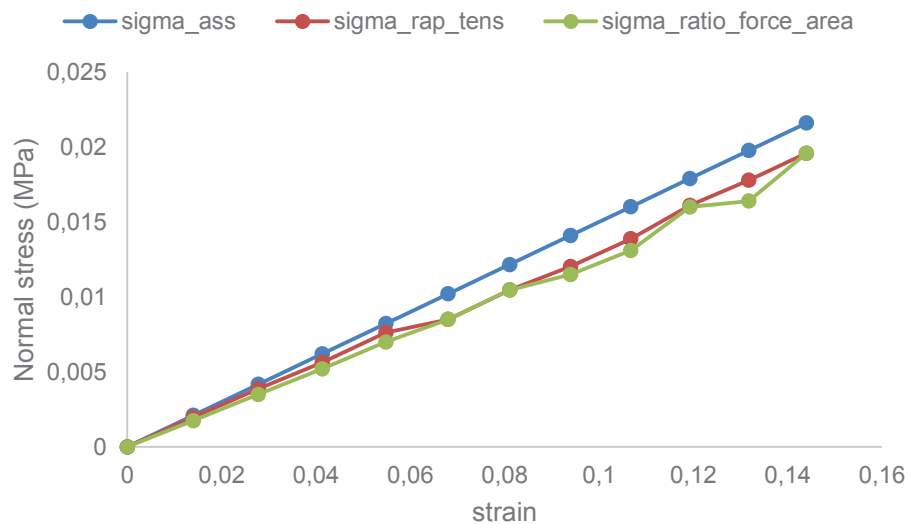


Figure 18: Evolution of normal stresses (MPa) computed with the method developed (linear stress/strain curve) as a function of strain.

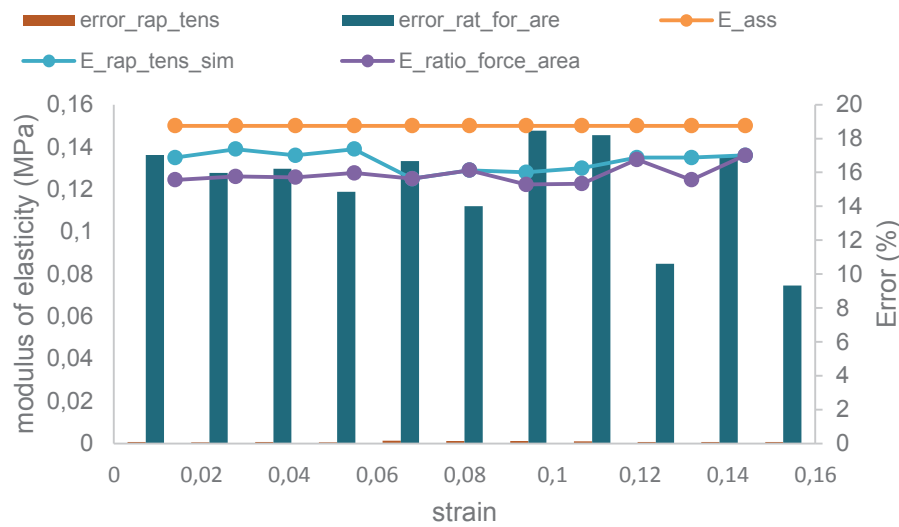


Figure 19: Evolution of the moduli of elasticity assessed as a function of strain for a linear material. Errors between moduli of elasticity assigned and assessed.

On the Figure 18, the orange curve represents the evolution of the normal stress (MPa) assigned to the material. The blue one is the evolution of the normal stress σ_{zz} coming directly from the d3plot file. Finally the green curve shows the evolution of the normal stress defined as the ratio of the reaction force in the normal direction F_{zz} and the initial area A_{xy} . All these values are plotted as a function of strain ϵ_{zz} .

Results in Figure 19 derive from the method described before. The blue and the violet curves represent respectively the evolution of E_{ratio_tens} and the evolution of $E_{ratio_force_area}$ (MPa) as a function of strain ϵ_{zz} whereas the orange one shows the evolution of the modulus of elasticity assigned to the material. Errors in % between the moduli of elasticity assigned and those assessed (orange bars: E_{ratio_tens} , blue bars: $E_{ratio_force_area}$) have also been plotted.

2.2.1.3. Conclusion

Several comments can be made concerning the previous results. First, both methods have been developed to assess the stiffness in the sample at the end of the traction phase: for both linear and non-linear materials assigned to the finite-element model, E_{ratio_tens} and $E_{ratio_force_area}$ give quietly the same results. Given this observation it can be said that the handmade toolbox using a graphic form assesses the stiffness of the sample correctly.

Concerning the error between the stiffness assessed by the handmade toolbox and the stiffness assigned to the material, its margin is relatively low for a non-linear material for small displacements (inf. to 10% up to 10% strain) but higher for higher displacements. However as it does not exceed 18% it can be said that the method is reliable concerning the stiffness assessment in the sample for a non-linear material.

The error margin for the linear material stays quietly constant (as a function of strain rate) and equal to about 18%. For both kinds of materials, “geometry effects” may be responsible for these errors since the geometry cannot be considered as perfect. Similar simulations have been with more regular geometry (e.g. cube) and results have shown a much lower error margin.

Therefore this method has been considered as reliable concerning the traction phase. This

means that it is possible to study stiffness assessed by the shear wave propagation speed.

2.2.2. Method validation for modulus of elasticity assessment using shear wave propagation speed

2.2.2.1. Method

Before evaluating the influence of mechanical parameters (e.g. anisotropy) it is important to check that the stiffness inside the sample is correctly assessed during the simulation. For that purpose simulations have been made using the mesh described before and the same material assumptions used for SWE have been chosen:

- Linear elastic material
- Incompressible material
- Isotropic material

Therefore the material 01_ELASTIC (2 material parameters) has been chosen in the LS-Dyna material library. The Young's modulus has been assigned to 0.15 MPa and the Poisson's ratio has been chosen equal to 0.495 (Gras, 2011). The isotropic property is set by default on the LS-Dyna software.

The method validation consists in assessing the real Young's modulus with the shear wave propagation method described before with dz ranging from 0 to 25 mm (displacement step equal to 5 mm) for the traction phase. The real Young's modulus is assessed for each displacement step. This equivalent Young's modulus will be then compared with the real Young's modulus E_{rap_tens} in the sample.

The two segments described in the Figure 13 have been used and an equivalent Young's modulus have been assessed for each segment by averaging the Young's modulus computing for each path of each segments. The time step for graphical analysis has been chosen to 1×10^{-6} s. The phase B (radiation force) has been set to 0.1 ms long and the shear wave propagation analysis lasts 0.26 s.

Finally both equivalent Young's moduli for each segment are averaged at each displacement step. These last data lead to the computation of the error which could exist between the real stiffness inside the sample (E_{ratio_tens}) and the equivalent Young's modulus.

In order to validate the method several curves have been plotted. First, the Young's modulus assigned to the material E_{assign} has been plotted as a function of strain. E_{ratio_tens} and $E_{ratio_force_area}$ have also been plotted as a function of strain. Finally the evolution of E_{seg1} and E_{seg2} is shown as a function of strain.

2.2.2.2. Results

In Figure 20 are shown the evolution of different Young's moduli (MPa) computed as a function of strain. E_{ass} , E_{rap_tens} , $E_{rap_for_area}$, E_{seg1} , E_{seg2} , $E_{av_s1_s2}$ corresponds respectively to the Young's modulus assigned to the material, E_{ratio_tens} , $E_{ratio_force_area}$, the Young's modulus averaged on the first segment, the Young's modulus averaged on the second segment and the average between these last two Young's moduli. Finally, the error at each displacement (%) between the real Young's modulus (E_{rap_tens}) and $E_{av_s1_s2}$ is shown under a bar form.

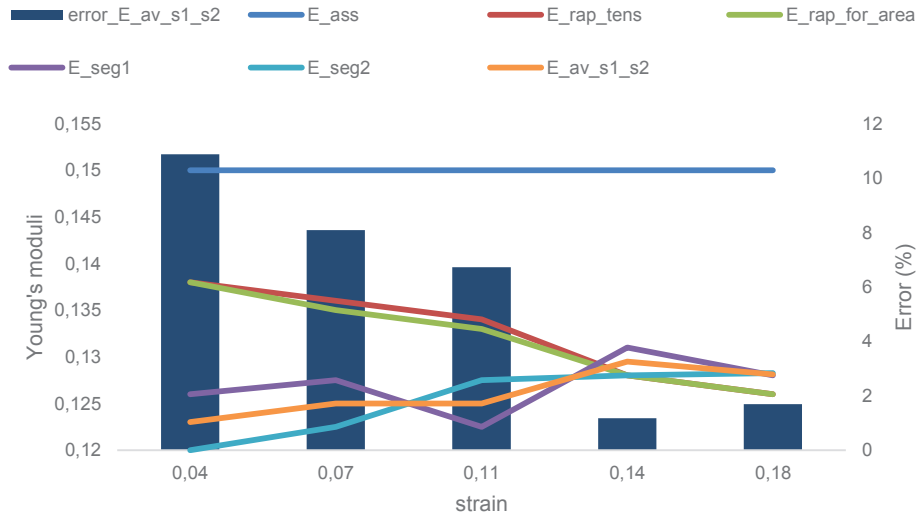


Figure 20: Results of the validation of the finite-element model and validation of the method for computing the equivalent Young's modulus.

2.2.2.3. Conclusion

Several comments can be made about the results plotted in the previous section. The Young's moduli E_{rap_tens} , $E_{rap_for_area}$ are of the same order of magnitude as those assessed in the section 2.2.1.2. Moreover the evolution of area A_{xy} as a function of strain has been studied. It has been shown that it decreases linearly from 0 to 11% strain rate with the same slope whereas after 11% strain rate, it also decreases linearly but with a different slope. This statement confirms the hypothesis mentioned in the section 2.2.1.2: the decrease of E_{rap_tens} , $E_{rap_for_are}$ may be the consequence of "geometric" effects because the area A_{xy} should decrease linearly as a function of strain and in doing so, from 0 to 15%.

The error bars plotted in Figure 20 show the error margin between the averaged Young's modulus assessed from shear wave propagation and E_{rap_tens} stay low for any strain rate (max. 11%). Even if the Young's modulus assessed from shear wave propagation increases as a function of strain whereas E_{rap_tens} decreases, this phenomenon has not been explained. However for a given strain rate, the margin error has been considered as low enough to validate the model.

2.3. Method for estimating the influence of mechanical parameters in the assessment of an equivalent modulus of elasticity

2.3.1. Quantification of influence parameters

As mentioned in the introduction of this report, the aim of this study is to evaluate the influence of mechanical parameters on the shear wave propagation and therefore the assessment of an equivalent modulus of elasticity. Three of them have been chosen and are strain, material non-linearity and incompressibility. The first step has been to quantify these mechanical parameters:

- Strain

As it has been shown in the previous sections, for a linear elastic material, the modulus of elasticity assessed from shear wave propagation does not stay the same as a function of strain. Moreover one assumption taken into account by SWE is the small strain rate. Therefore it is necessary to know the influence of this parameters regarding the other influence parameters. As in the previous part, this parameter that will be called *dispz* is defined as the ratio between the displacement prescribed in the normal direction of the sample and the sample initial length in the normal direction.

- Non linearity of the material

It has been explained that one of the material assumptions taken into account by SWE is the material linearity so that the relation $E=3\rho v^2$ stays valuable. Yet the muscle tissue cannot be considered as linear elastic material (hyperelastic) therefore it is also necessary to assess the influence of this parameter.

This parameter will be called β and has been defined as the same coefficient as the one described in the section 2.2.1.1. From the experimental stress/strain curve, a linear curve has been computed passing through the origin and through its maximum. After that, the curve used for the simulation has been defined as the difference between both previous curves multiplied by a coefficient β . The influence of this parameter will be then assessed on the shear wave propagation regarding the other influence parameters. The lower β is, the stronger the non-linearity is pronounced (*Figure 21*).

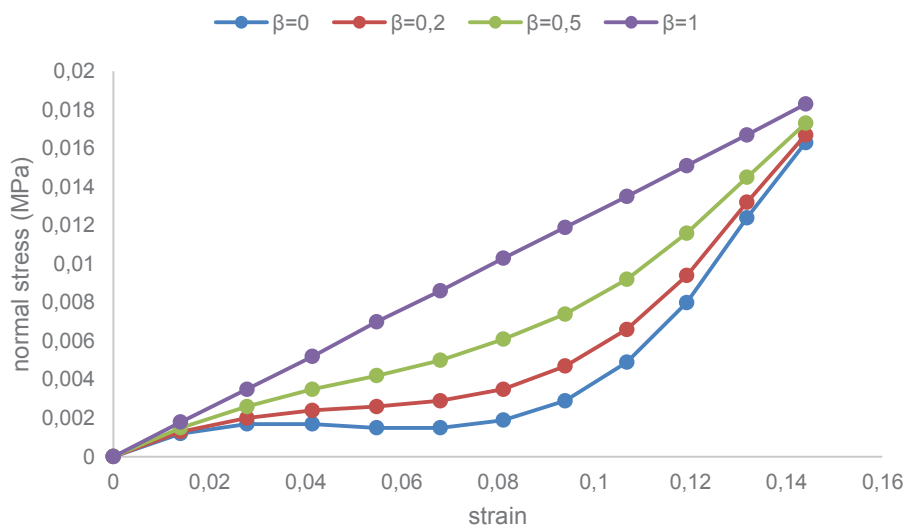


Figure 21: Normal stress vs. strain curves for β taking different values (0-0.2-0.5-1)

- Poisson's ratio

Another material assumptions taken into account by SWE is the material incompressibility. This mechanical parameter is quantified by the Poisson's ratio ν .

2.3.2. Experimental design

The different inputs and outputs of simulation are represented in *Figure 22*. Data are explained in following sections.

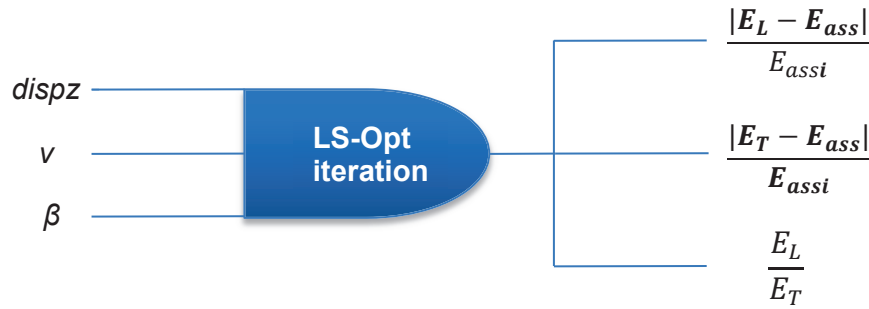


Figure 22: Inputs and outputs for LS-Opt iterations

2.3.2.1. Input

An experimental design has been defined in order to estimate the influence of the three mechanical parameters on the shear wave propagation (*Appendix 1*). Three different values have been assigned for each parameter (*Table 1*). Therefore the experimental design has got 3^3 data sets. Each mechanical parameter value has been normalized as following: +1 for the maximum, 0 for the values somewhere in the middle and -1 for the minimum one.

Mechanical parameters					
dispz		ν		β	
Absolute value (%)	Normalized value	Normalized value	Absolute value	Normalized value	Absolute value
3.5	-1	-1	0.2	0.2	-1
8.1	0	0	0.5	0.5	0
15.4	1	1	1	1	1

Table 1: Values (absolute and normalized) assigned for each mechanical parameters

2.3.2.2. Output

Three values are used in output in order to study the influence of mechanical parameters described in the previous part:

- $\frac{|E_L - E_{ass}|}{E_{ass1}}$ The ratio between the modulus of elasticity assessed on the segment 1 (*Figure 22*) defined in the normal direction (z-direction) and the modulus of elasticity assessed to the material from the stress/strain curve using the Hook's law.
- $\frac{|E_T - E_{ass}|}{E_{ass1}}$ The ratio between the modulus of elasticity assessed on the segment 2 (*Figure 23*) defined in the transverse direction (x-direction) and the modulus of elasticity assessed to the material from the stress/strain curve using the Hook's law.
- The ratio between both moduli of elasticity described above.



Figure 23: Segment definition. The horizontal one (1) assesses a modulus of elasticity in the transverse direction and the vertical one (2) assesses a modulus of elasticity in the normal direction.

2.3.3. Simulations set up

In order to perform all the simulations of the experimental design, the software LS-Opt (LSTC, Livermore Software Technology Corporation, California) has been used. This software can be coupled with LS-Dyna in order to perform optimization problem such as sensitivity study. From a csv-file where all experimental design values state, LS-Opt updates parameters in the finite-element model files and launches simulations. However the post-processing uses a handmade toolbox used with the software Matlab (Mathworks, France) therefore a perl-macro have had to be developed. This one is described in *Appendix 2*.

2.3.4. Post-processing

At the end of simulations, results are consolidated and a response surface methodology as a post-processing analysis is used in order to assess the influence of mechanical parameters on the assessment of an equivalent modulus of elasticity of the sample using the shear wave propagation speed.

The *regstats* function available with the software Matlab (Mathworks, France) is used in order to get a surface response. After discretizing the input data sets in twenty-five values, a quadratic polynomial regression is made from the results consolidation. The 2-order polynomial describing the surface response can be written as following:

$$P(x, y, z) = ax + by + cz + abxy + acxz + bcyz + a^2x^2 + b^2y^2 + c^2z^2 + d + \Delta$$

x, y and z are the input data, i.e. *dispz*, *v* and *ε* data which can be seen in *Appendix 1*. a, b, c and d are the quadratic regression polynomial coefficients. Δ represents the residual.

As the polynomial is defined as a function of three parameters that are the mechanical parameters, absolute values of theses coefficients show the influence of them for a given output. The bigger they are, the more influent mechanical parameters are for a given output (*Table 2*).

Polynomial coefficients	a	b	c	ab	ac	bc	a ²	b ²	c ²
Mechanical parameters	dispz	v	ε	coupling of dispz and v	coupling of dispz and ε	coupling of v and ε	square of dispz	square of v	square of ε

Table 2: Match between polynomial coefficients and mechanical parameters influence

3. Results

The computing time for this experimental design is about 16 hours. Results from simulations are consolidated in the *Table 3* and the 2-order polynomial from the quadratic regression is plotted in *Appendix 3*. The influence of parameters are plotted in *Figure 24*, *25* and *26* as a Pareto chart form: blue bars

dispz	v	ε	$\frac{ E_T - E_{ass} }{E_{ass}}$	$\frac{ E_L - E_{ass} }{E_{ass}}$	$\frac{E_L}{E_T}$
5	0,495	0,5	1,20	0,08	2,37
11	0,495	0,5	3,77	0,73	2,75
22	0,495	0,5	5,36	0,99	3,20
5	0,4	1	0,46	0,32	0,79
11	0,4	1	0,57	0,26	0,58
22	0,4	1	0,03	0,02	0,95
5	0,4475	1	0,51	0,27	0,67
11	0,4475	1	0,55	0,21	0,57
22	0,4475	1	0,56	0,05	0,41
5	0,495	1	0,39	0,15	0,71
11	0,495	1	0,45	0,07	0,59
22	0,495	1	0,54	0,36	0,34
5	0,4	0,2	1,85	0,04	2,76
11	0,4	0,2	6,31	0,23	5,97
22	0,4	0,2	4,08	0,25	4,05
5	0,4475	0,2	2,07	0,01	3,04
11	0,4475	0,2	7,75	0,33	6,59
22	0,4475	0,2	5,18	0,68	3,68
5	0,495	0,2	3,21	0,26	3,34
11	0,495	0,2	11,29	2,14	3,91
22	0,495	0,2	8,72	1,67	3,64
5	0,4	0,5	0,51	0,08	1,64
11	0,4	0,5	2,04	0,18	2,58
22	0,4	0,5	2,05	0,07	2,84
5	0,4475	0,5	0,85	0,14	2,15
11	0,4475	0,5	2,83	0,25	3,07
22	0,4475	0,5	4,13	0,26	4,09

Table 3: Simulations results from the experimental design

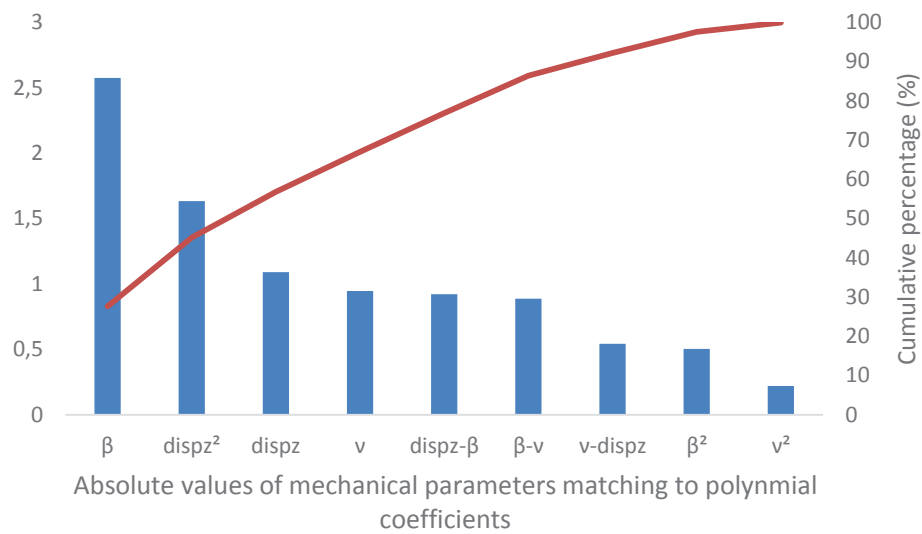


Figure 24: Influence of mechanical parameters on the shear wave propagation (output: $\frac{|E_T - E_{ass}|}{E_{ass}}$)

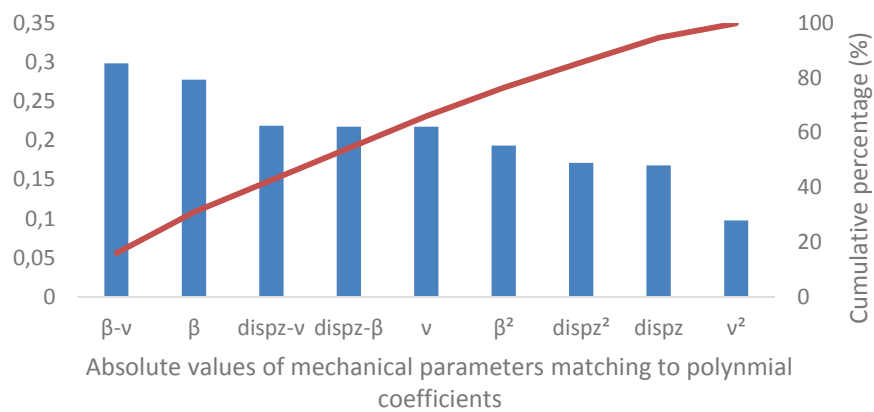


Figure 25: Influence of mechanical parameters on the shear wave propagation (output: $\frac{|E_L - E_{ass}|}{E_{ass}}$)

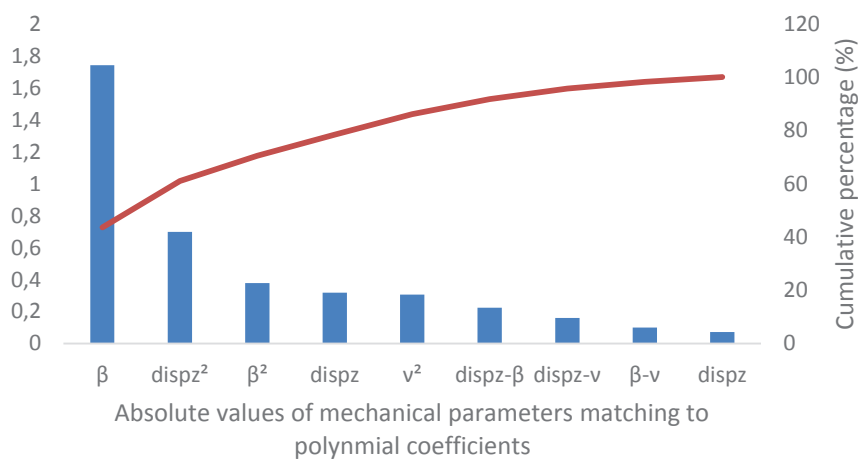


Figure 26: Influence of mechanical parameters on the shear wave propagation (output: $\frac{E_L}{E_T}$)

From previous results and concerning the transverse direction, it clearly appears that the material non-linearity β and the squared strain $dispz$ are the most influent mechanical parameters regarding the equivalent transverse modulus of elasticity whereas other parameters have the same influence. Regarding the longitudinal direction no mechanical parameter has a highest influence regarding other ones. The linear shape of the curve representing the cumulative percentage in *Figure 25* confirms this interpretation. Concerning the ratio between the equivalent moduli of elasticity in the transversal and longitudinal directions, it is clearly shown that the non-linearity is also the most influent parameters on shear wave propagation. The cumulative percentage curve plotted in *Figure 26* of which the shape is flattened confirms this interpretation.

4. Discussion and conclusion

4.1. Finite-element model and shear wave propagation study

Several comments are already made in the sections 2.2.1.3 and 2.2.2.3. It has been seen that the traction phase is correctly simulated and the rigidity correctly assessed. Two kinds of material has been (linear and non-linear material) used to validate this first simulation part. The error between the modulus of elasticity assigned to the material and the one assessed by the graphic analysis does not exceed 18%. Moreover it evolves as a function of strain rate the same way as the modulus of elasticity assigned derived from the Hook's law (*Figure 17*, *Figure 20*). These errors have been interpreted as "geometric" effects. According to the evolution of the area A_{xy} (described in the section 2.2.2.3) the initial geometry may not be considered by the LS-Dyna as preloaded.

Concerning the modulus of elasticity assessed with the shear wave propagation, it has also been seen that the shear wave propagation speed is correctly assessed. However it has been shown that as a function of strain rate both moduli of elasticity (from shear wave propagation and from the ratio $E_{ratio_tens} = \frac{\sigma_{zz}}{\epsilon_{zz}}$ for instance) does not evolve identically. This phenomenon has not been explained as part of this study. The same mesh has been used for all simulations. Sensitivity studies could be done in the context of future studies in order to understand this phenomenon. However it has been shown that the error margin for each displacement step was sufficiently low not to be prejudicial for the equivalent modulus of elasticity assessment.

A graphical form analysis has been developed in order to study shear wave propagation. It is true that nodal displacements or velocities could have been used for this. Segments, paths and extremities described in the section 2.1.3.1 could have been defined using positions of nodes. However nodes have not the same positions at the beginning and the end of the traction phase. Therefore it is more difficult to have total control about the directions in which shear wave propagation is studied. This method can assess modulus of elasticity in any direction independently of the mesh used.

Full integration method has been used for this study. Compared to a semi-integration method, full-integrated methods have the disadvantage of increasing computation time in particular for the implicit method. At the beginning of this study semi-integrated elements were used and lead to a bad modulus of elasticity assessment (up to 60% error). The semi-integration method is usually used but leads to an unrealistic mesh deformation and therefore to an unrealistic shear wave propagation.

The traction phase has been simulated with an implicit method which increases considerably the computation time. This kind of method has been chosen in order to minimize residual

nodal velocities that could be taken into account during the graphical analysis. Likewise concerning the method to assess the modulus of elasticity using shear wave propagation, it has been explained using y-displacements whereas y-velocities have been used. In fact as it is the time delay that is assessed there is no incidence using y-velocities. Both y-velocities and y-displacements curves have the same periodicity. Therefore the traction phase is simulated as a preload using the option *Dynamic Relaxation*. This option reinitializes all nodal velocities at the end of the traction phase. Therefore there are not residual velocities taking into account during the graphical analysis.

Finally it has also been shown that the amplitude of y-velocities at the passage of the shear wave decreases considerably, farer from the point P the study is made. This means that energy is lost during shear wave propagation and can influence its speed and therefore the assessment of modulus of elasticity. This loss of energy could come from the non-infinite geometry used in this study. It could be interesting to use LS-Dyna options such as *Boundary nonreflecting* which aims to simulate an infinite geometry from a non-infinite one and to assess its influence on shear wave propagation.

4.2. Mechanical parameters influence the shear wave propagation

From results figured in the section 3, several comments can be made. Three mechanical parameters (strain rate, material non linearity and material incompressibility) have been quantified and their influence on shear wave propagation studied. For that purpose, the shear wave propagation has been studied in two directions: longitudinally and transversely regarding the traction direction as well as the ratio between the equivalent moduli of elasticity in the transversal and longitudinal directions.

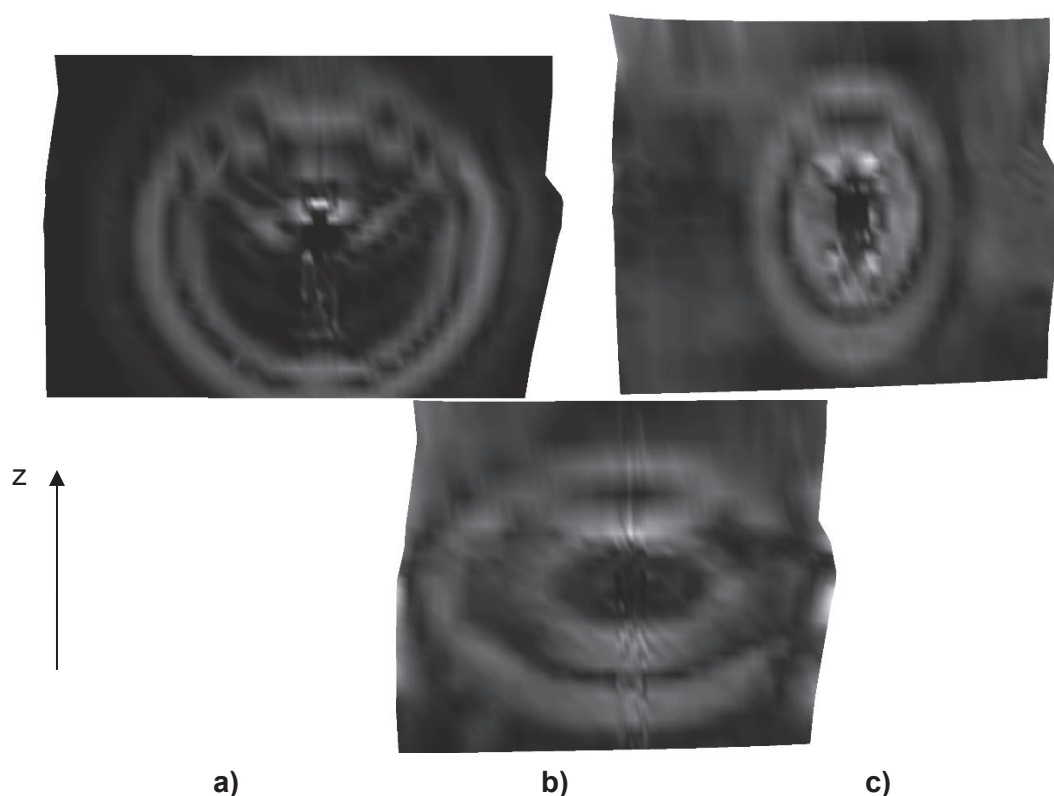


Figure 27: Shear wave propagation visualization for material non-linearity coefficients β and different types of material (a: $\beta=1$ linear elastic, b: $\beta=1$ ogden material, c: $\beta=0.2$ ogden material)

According to the *Figure 25*, the first interpretation that can be made is that the equivalent longitudinal modulus of elasticity is not affected even if other mechanical parameters than those taken into account by SWE are chosen. The *Figure 27* confirms this purpose: for the material non-linearity, the shear wave propagates at the same speed in the medium. The length between the point P and the shear wave front stays the same in the normal direction. However the material non-linearity has a high influence on the equivalent moduli of elasticity in the transversal direction. As it can be seen in the *Figure 24* and in the *Figure 27*, the shear wave does not propagate the same way in the transverse direction when the material non-linearity is taken into account. It appears that the less linear the material is, the higher the shear wave propagation speed will be. Therefore the results plotted in *Figure 28* are consistent with those described before.

This different wave propagation speeds in the transverse and in the longitudinal directions lead to an elliptical propagation around the node set on which the y-motion has been prescribed, instead of a circular one. Such results could have been expected for an anisotropic material for instance. This phenomenon can be due to the fact that the sample normal length is higher than the transverse one. Therefore the shear wave has to move a smaller quantity of material in the transverse direction than the longitudinal one. Hence the shear wave propagates at a higher speed in the transverse direction.

Only one material using an experimental stress/strain curve has been used (Ogden material). It can be seen in the *Figure 27* that for a linear stress/strain curve, the propagation of the shear wave is not as circular as it can be so for an elastic material. This phenomenon has been explained by the fact that this kind of material (Ogden) expects, as an input, a non-linear stress/strain curve. Therefore other kind of materials that could lead to a circular shear wave propagation for a linear stress/strain curve should be used in future studies. Thus the influence of mechanical parameters could be better assessed.

These results provide several limitations: as explained in the section 2.3.2.1, for each mechanical parameter three values of them have been used for establishing an experimental design. This is too few to get a realistic influence of mechanical parameters on shear wave propagation. However this experimental design led to perform 27 iterations (16 hours computing time). Therefore as part of this study it has not been possible to generate a fuller experimental design.

Another limit is the computation of the output data described in the section 2.3.2.2. The moduli of elasticity compared are those coming from shear wave propagation and coming from the material assigned according to the Hook's law (ratio stress/strain). Now it has been showed in the section 2.2.1.2 that there is an error margin between the modulus of elasticity assigned to the material and the real stiffness in the sample at the end of the traction phase. Therefore include the handmade toolbox, which assesses graphically the stiffness in the sample, in the LS-Opt process would lead to a better assessment of the error between the real stiffness and the moduli of elasticity assessed with shear wave propagation as output data. It has not been made in order to minimize the computing time but could be done in future studies.

The influence of one mechanical property regarding muscle tissue has not been studied during this internship. According to the section 1.1.2 and because of its fibrous structure, muscle tissue is transversely isotropic. This mechanical parameter has been quantified by a coefficient α but it has not been assigned to the finite-element model. In order to evaluate the influence of this parameter, it had been decided, from a stress/strain curve defined for the normal direction, to multiply data of the last one by a coefficient α ($\alpha < 1$) so that the sample stiffness was lower in the transverse direction, i.e. the direction orthogonal to the fiber direction. However no transversely isotropic material defined with a stress vs. strain curve

has been found in the LS-Dyna manual. A solution could be to use a user-defined material UMAT in the LS-Dyna material library and could be done in future studies. This notwithstanding, simulations have been performed using an orthotropic elastic material 002_orthotropic material but stability problems avoid to use this material.

From iteration results a quadratic polynomial regression has been made. This kind of method has been chosen in order to study the influence of not only the parameters and their coupling but also the squared parameters. This lead to show the quadratic response when the transverse modulus of elasticity was assessed. However the software used to perform this experimental design (LS-Opt, LSTC, California) can generate this kind of results. Rather than using a MATLAB code future studies could use these tools more adapted to this kind of issue.

5. Conclusion

The aim of this study was to assess the influence of mechanical parameters on the shear wave propagation and therefore the equivalent modulus of elasticity derived from the shear wave propagation speed. For that purpose several tools have been developed and validated using material properties assumed by SWE (isotropic, non-linear and incompressible material).

A finite-element model has been developed using the same boundary conditions as those used during an experimental test and an experimental design has been defined in order to estimate the influence of three mechanical parameters (strain rate, incompressibility and material non linearity) on the assessment of equivalent moduli of elasticity in the longitudinal and transverse direction.

As a result it appears that the material linearity is the most influent parameter on the assessment of moduli of elasticity in the transverse direction whereas no mechanical parameter seems to be influent on the modulus of elasticity assessment in the longitudinal direction. Approaches have been explained in order to improve the influence assessment of mechanical parameters on shear wave propagation as well as methods to study the influence of one mechanical parameter that has not been made in this report but that could be responsible for divergence described in the issue part of this study: anisotropy.

7. Acknowledgments

Dans un tout premier temps, je souhaiterais remercier Laurence Cheze, responsable du Master MEGA spécialité biomécanique, de m'avoir permis de réaliser ce master.

Je remercie mon tuteur de stage Yoann Lafon-Jalby qui m'a permis, tout d'abord, de réaliser ce stage et pour ses précieux conseils ainsi que la disponibilité qu'il m'a accordée tout au long de ce stage.

Un grand merci à Julien Stelletta, doctorant au Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, pour tout le temps qu'il a consacré à me former sur des logiciels que je ne connaissais pas et m'aider dans mes travaux. Ce fut un réel plaisir de travailler avec lui.

Je remercie également Philippe Beillas, chargé de recherche au Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, pour m'avoir épaulé lorsque j'étais sur le site de Bron. Ses précieux conseils m'ont beaucoup aidé à avancer dans mes travaux.

Un grand merci à l'ensemble de l'équipe pédagogique du département mécanique de l'Université Claude Bernard Lyon 1 pour leur accueil et pour avoir tout mis en œuvre pour que ce stage se passe dans les meilleures conditions.

Je remercie Doris Tran, doctorante au Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, pour m'avoir transmis toutes ses données expérimentales sur lesquelles je me suis basé durant tout mon stage.

Enfin, un grand merci à tous les stagiaires du master avec une mention particulière pour les étudiants qui étaient dans le même bureau que moi. Ce fut un plaisir !

9. References

Blemker, Silvia S., Peter M. Pinsky, and Scott L. Delp. "A 3D Model of Muscle Reveals the Causes of Nonuniform Strains in the Biceps Brachii." *Journal of Biomechanics* 38, no. 4 (April 2005): 657–665. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.04.009.

Delp, Scott L., and J. Peter Loan. "A Computational Framework for Simulating and Analyzing Human and Animal Movement." *Computing in Science & Engineering* 2, no. 5 (2000): 46–55.

E.M.H. Bosboom, M.K.C. Hesselink, C.W.J. Oomens, C.V.C. Bouten, M.R. Drost, and F.P.T. Baaijens. "Passive Transverse Mechanical Properties of Skeletal Muscle Under in Vivo Compression." *Journal of Biomechanics* no. 34 (2001): 1365–1368.

Goubel, F. and Lensel-Corbeil, G. "Biomécanique : Eléments de Mécanique Musculaire." *MASSON* (1998).

J Bercoff. "L'imagerie échographique ultrarapide et son application à l'étude de la viscoélasticité du corps humain" Université paris 7 - Denis Diderot, 2004. <http://tel.archives-ouvertes.fr/docs/00/49/98/74>

Johansson, T, P Meier, and R Blickhan. "A Finite-Element Model for the Mechanical Analysis of Skeletal Muscles." *Journal of Theoretical Biology* 206, no. 1 (September 2000): 131–149. doi:10.1006/jtbi.2000.2109.

Jolivet, E., Laredo, J., Bonneau, D., and Skalli, W. "Patient specific finite element model of the hip muscles and bones." *European Journal of Computational Mechanics* (2009), 18:117–129.

Livermore Science Technology Corporation (LSTC). "LS-Dyna Keyword User's Manual. Version 971," May 2007. http://lstc.com/pdf/ls-dyna_971_manual_k.pdf.

LL Gras. "Caractérisation Du Comportement Mécanique Du Muscle à Différentes Vitesses de Sollicitation." Arts et Métiers ParisTech, 2011. <http://hal.archives-ouvertes.fr/pastel-00651874/>.

Ogden, R.W. *Non-linear Elastic Deformations*. Ellis Horwood Ltd. Chichester, Great Britain, 1984.

Martins, J. A. C., E. B. Pires, R. Salvado, and P. B. Dinis. "A Numerical Model of Passive and Active Behavior of Skeletal Muscles." *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering* 151, no. 3 (1998): 419–433.

U.S. National Institutes of Health. "SEER Training: Structure of Skeletal Muscle." *SEER Training Modules*. Accessed August 9, 2013. <http://training.seer.cancer.gov/anatomy/muscular/structure.html>.

Uzwiak. "Lecture 14: Muscles III." Dr. Uzwiak's TCNJ Courses, summer 2013. Accessed August 9, 2013. <http://www.rci.rutgers.edu/~uzwiak/AnatPhys/APFallLect14.html>.

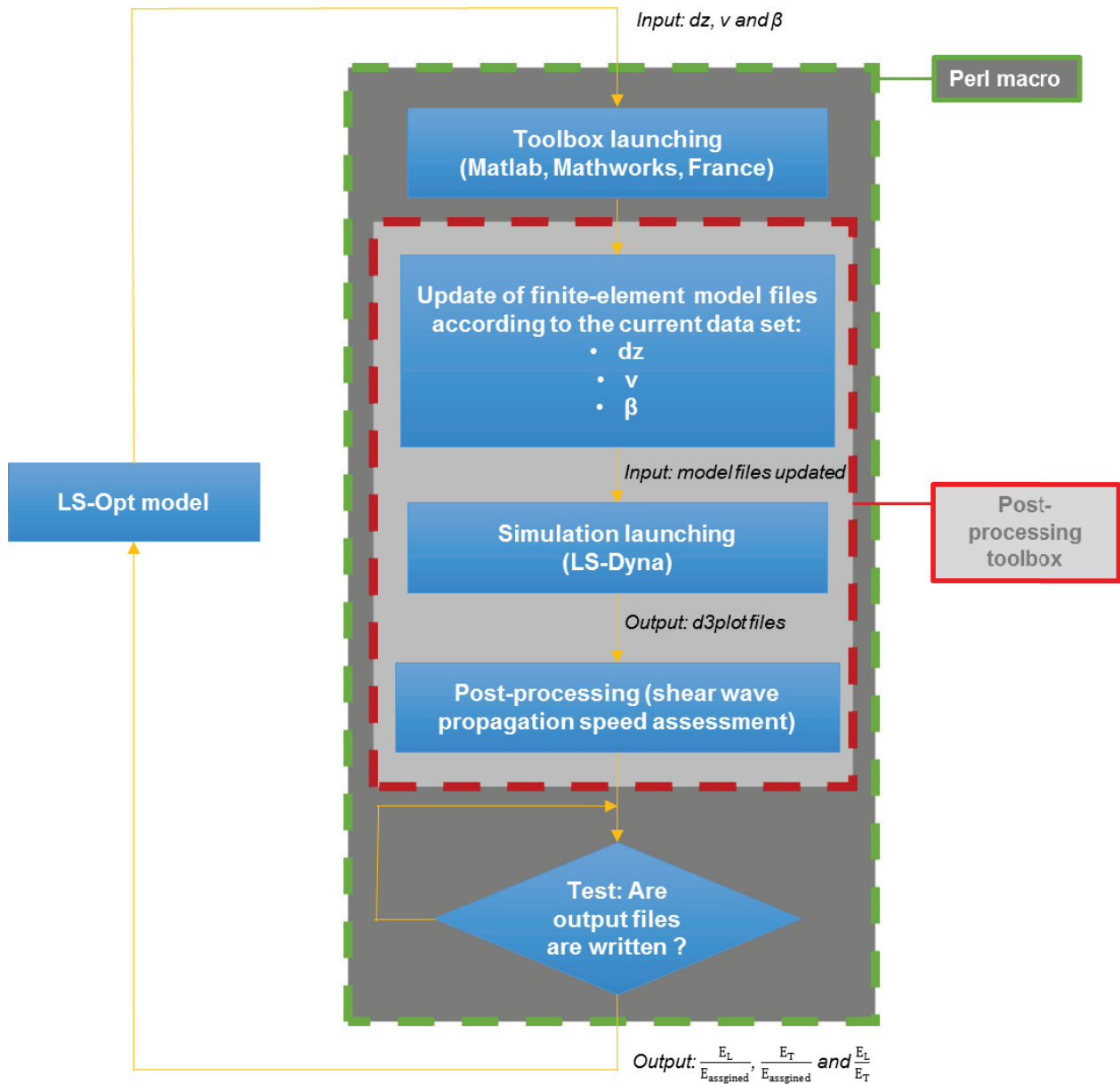
10. Appendix

10.1. Experimentation design: Absolute and normalized values used

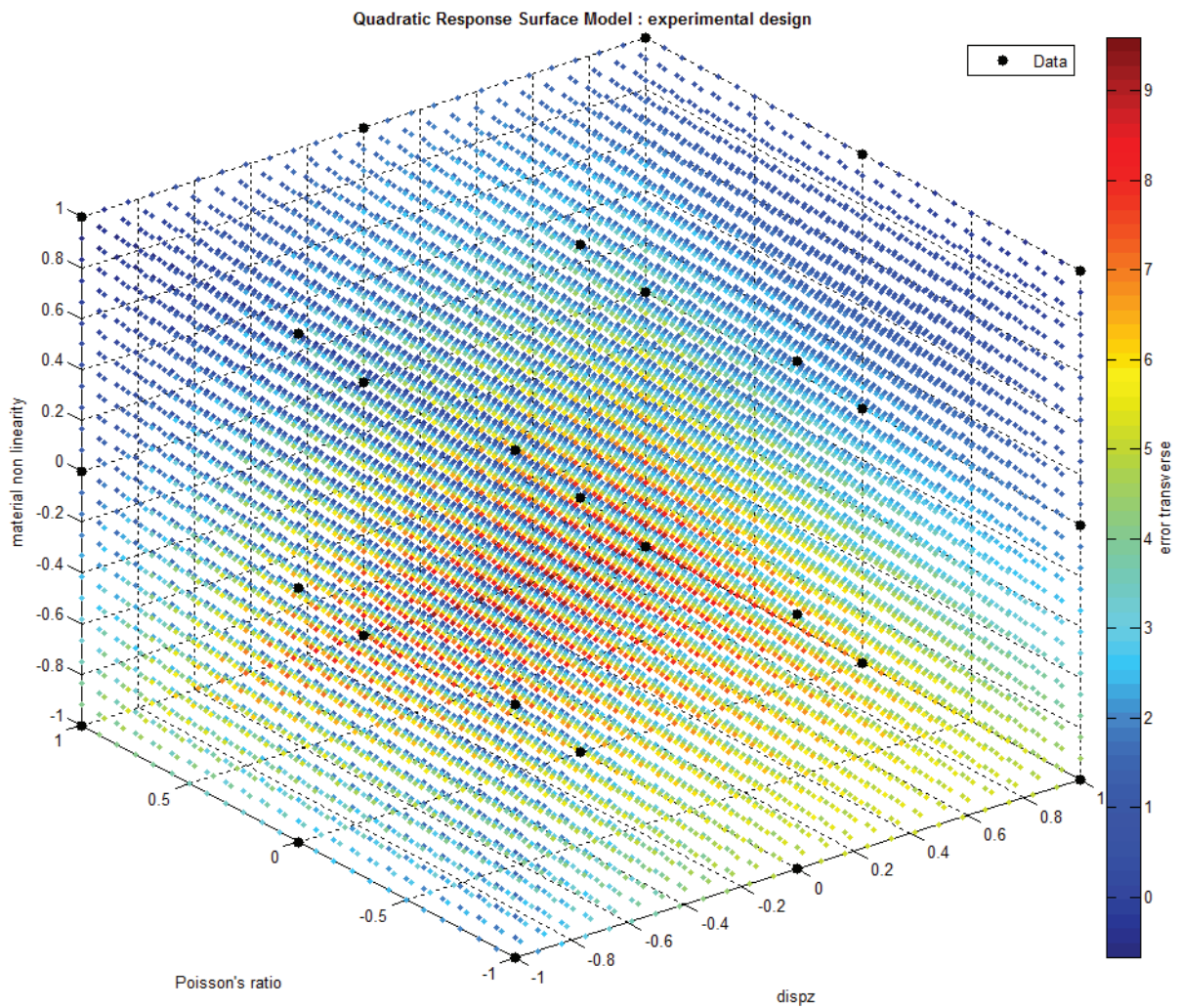
<i>dispz</i>	<i>v</i>	β
5	0,495	0,5
11	0,495	0,5
22	0,495	0,5
5	0,4	1
11	0,4	1
22	0,4	1
5	0,4475	1
11	0,4475	1
22	0,4475	1
5	0,495	1
11	0,495	1
22	0,495	1
5	0,4	0,2
11	0,4	0,2
22	0,4	0,2
5	0,4475	0,2
11	0,4475	0,2
22	0,4475	0,2
5	0,495	0,2
11	0,495	0,2
22	0,495	0,2
5	0,4	0,5
11	0,4	0,5
22	0,4	0,5
5	0,4475	0,5
11	0,4475	0,5
22	0,4475	0,5

<i>dispz</i>	<i>v</i>	β
-1	1	0
0	1	0
1	1	0
-1	-1	1
0	-1	1
1	-1	1
-1	0	1
0	0	1
1	0	1
-1	1	1
0	1	1
1	1	1
-1	-1	-1
0	-1	-1
1	-1	-1
-1	0	-1
0	0	-1
1	0	-1
-1	1	-1
0	1	-1
1	1	-1
-1	-1	-1
0	-1	-1
1	-1	-1
-1	0	-1
0	0	-1
1	0	-1

10.2. LS-Opt procedure



10.3. Quadratic response surface model: experimental design



Figu: Quadratic response surface model (output: $\frac{|E_T - E_{ass}|}{E_{ass}}$)

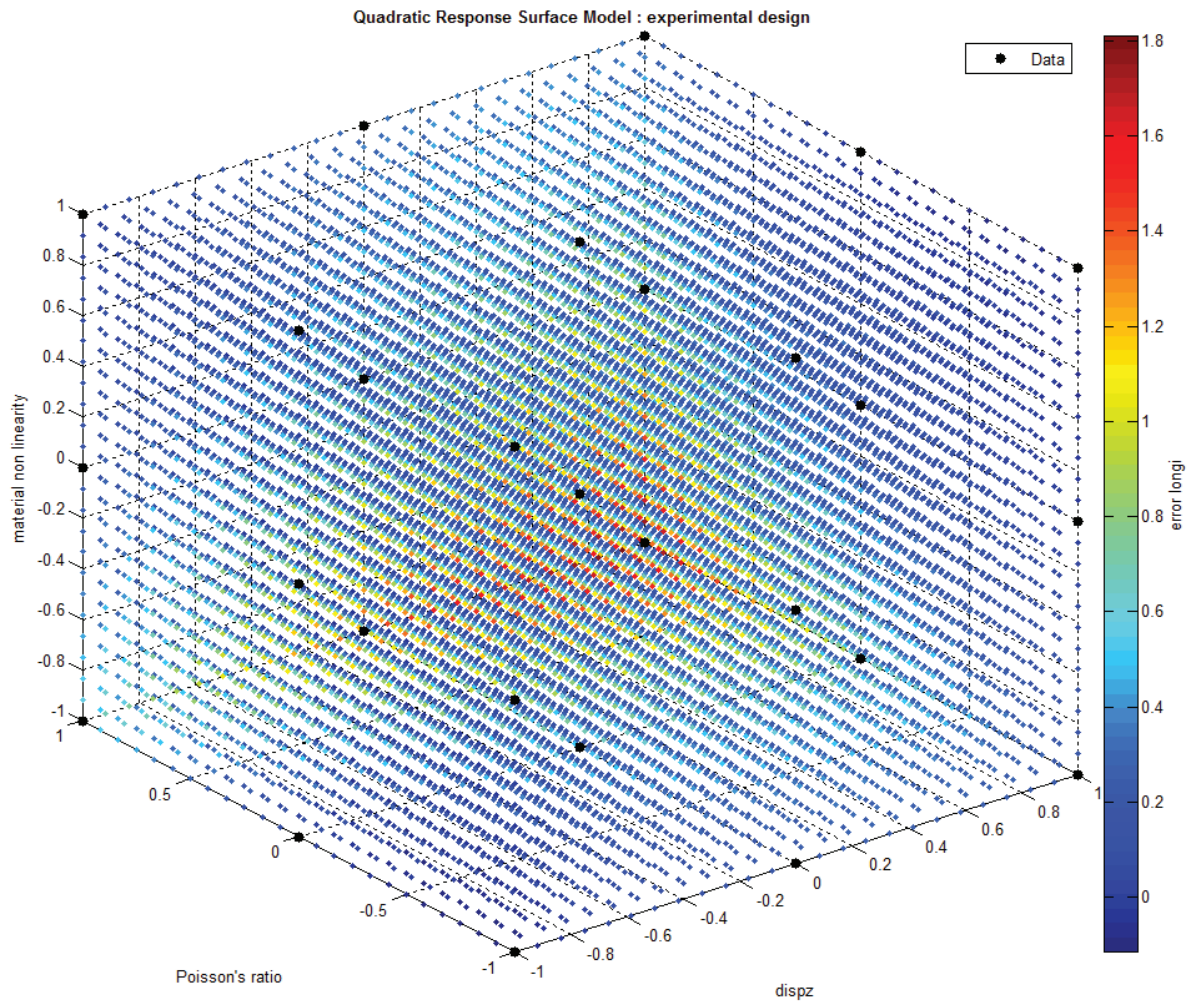


Figure 28: Quadratic response surface model (output: $\frac{|E_L - E_{ass}|}{E_{asst}}$)

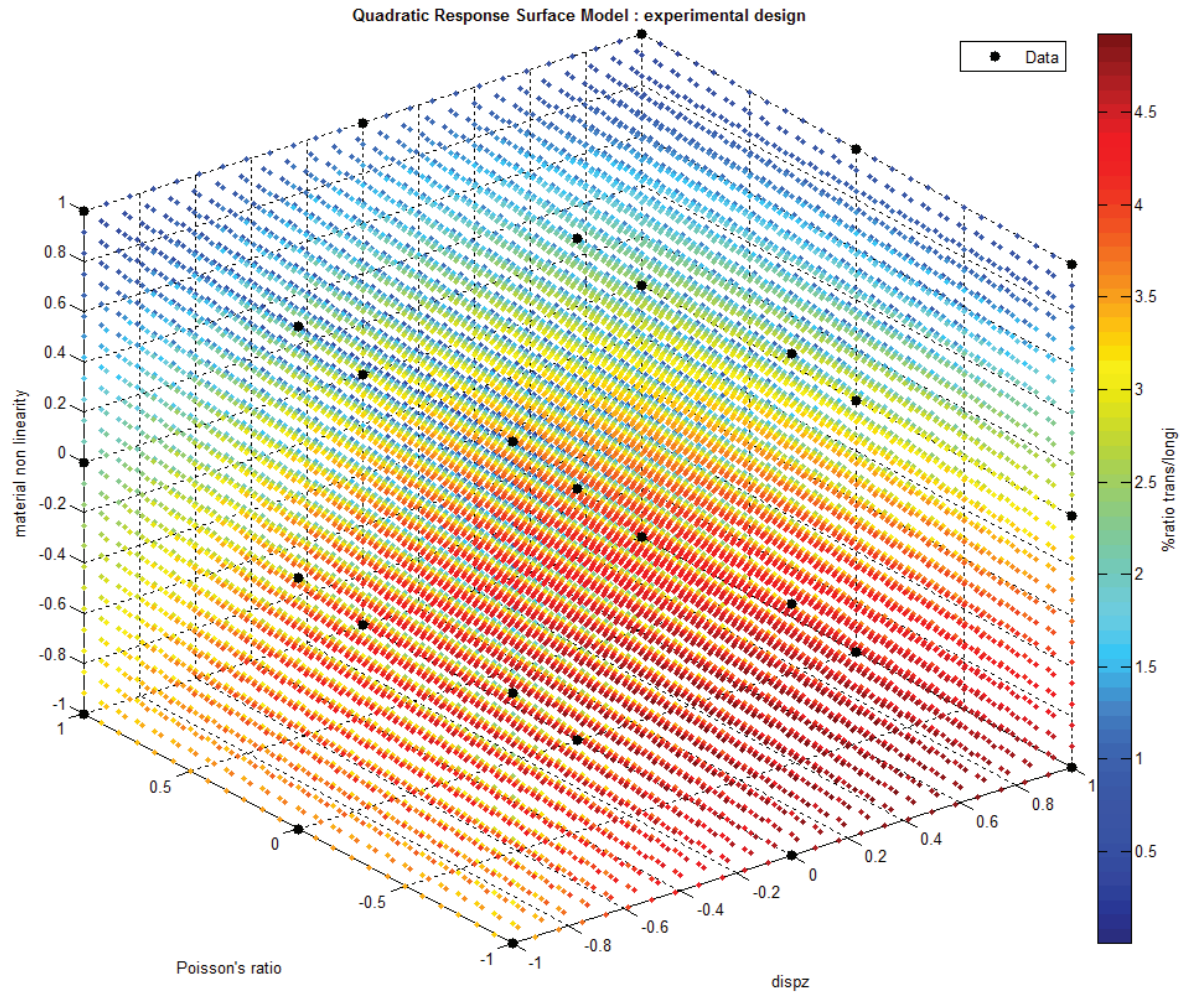


Figure 29: Quadratic response surface model (output: $\frac{E_L}{E_T}$)

Annexe 3

Mise en œuvre d'LS-OPT
pour l'optimisation de modèles multi-logiciels

Sommaire

Introduction.....	3
Prérequis	5
Principe.....	6
Idée.....	6
Mise en pratique	8
• Problème mécanique	8
• Problème d'optimisation.....	9
• Structure des fichiers.....	10
• Lancement de l'optimisation.....	16
Résultats et conclusion.....	17

Introduction

LS-OPT est un logiciel qui permet (entre autres) de résoudre des problèmes d'optimisation paramétrique de modélisations LS-DYNA.

Une application "classique" consiste à déterminer les caractéristiques mécaniques du modèle de comportement du matériau d'une éprouvette, comme dans l'exemple suivant (fichiers disponibles dans l'onglet "download") : <http://www.lsoptsupport.com/examples/parameter-identification>

Dans cet exemple, pour un déplacement $\Delta_z(t)$ imposé et un jeu de paramètre fixé, un modèle élément finis permet de calculer un effort de réaction :

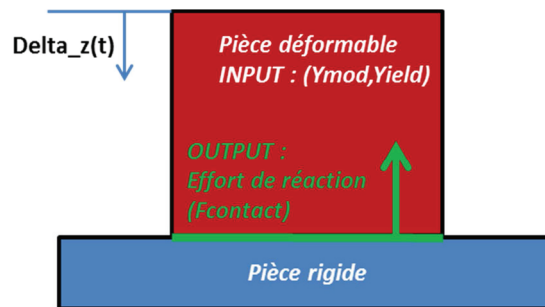


Fig.1 : modèle élément finis LS-DYNA "parameter identification"

Le modèle de comportement matériau utilisé pour la pièce déformable est une loi élastoplastique à deux paramètres : Module d'Young (Y_{mod}) et limite élastique ($Yield$).

On utilise un modèle LS-OPT pour identifier par méthode inverse les paramètres matériaux qui permettent de minimiser le delta entre l'effort calculé et une courbe d'effort expérimentale connue F_{exp} :

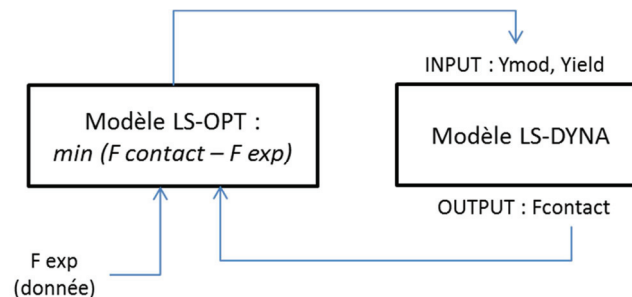


Fig.2 : modèle LS-OPT "parameter identification"

Pour réaliser ce type de modélisation, l'approche consiste :

- 1/ A réaliser le modèle élément fini (fichier **foam.k**, mise en donnée LS-DYNA)
- 2/ A déclarer dans ce fichier le module d'Young et la limite élastique comme paramètres du problème d'optimisation (avec une carte *PARAMETER).
- 3/ A définir le problème d'optimisation dans le fichier **com.XX** (mise en donnée LS-OPT) :
Appel du solveur LS-DYNA, définition de la méthode inverse, variable du problème d'optimisation, domaine de définition des paramètres, fonction objectif...

De manière effective, le couplage entre le modèle LS-OPT et le modèle LS-DYNA est réalisé :

- Au niveau des **INPUT** : en déclarant sous le même label les paramètres du modèle LS-DYNA et les variables du problème d'optimisation du modèle LS-OPT.
- Au niveau des **OUTPUT** : en construisant la fonction objectif en extrayant l'effort de contact d'un fichier de sortie standard LS-DYNA (ici le binaire RCFORC), généré au cours de l'exécution du job.

Modèle LS-OPT com.XXX	Modèle LS-DYNA (foam.k)
<pre> 1 ##### 2 Command file "com.mse_point_INIT" 3 ##### 4 \$ Generated using LS-OPT Version 4.2 5 \$ 6 "Optimization Problem" 7 \$ 8 \$ Created on Wed Aug 22 15:42:55 2012 9 solvers 1 10 responses 4 11 histories 1 12 \$ 13 \$ DESIGN VARIABLES 14 \$ 15 variables 2 16 Variable 'YMod' 7.e5 17 Lower bound variable 'YMod' 5.e5 18 Upper bound variable 'YMod' 2.e6 19 Variable 'Yield' 1500. 20 Lower bound variable 'Yield' 500. 21 Upper bound variable 'Yield' 2.e3 22 ... 54 \$ HISTORIES FOR SOLVER "Case1" 55 \$ 56 history 'Force' "BinoutHistory -res_type RCForc -cmp z_force -id 1 -side SLAVE" 57 \$ </pre> <p><i>suite du modèle...</i></p>	<pre> 1 *KEYWORD 2 *PARAMETER 3 rYMod,7e5 4 rYield,15e2 5 *CONTROL_TERMINATION 6 1.000E-02,0,0.000E+00,0.000E+00,0.000E 7 *DATABASE_RCFORC 8 0.100E-03,2 </pre> <p><i>suite du modèle...</i></p>

A chaque itération de la méthode de minimisation, LS-OPT génère une simulation en considérant le jeu de paramètres courant (mise à jour des cartes *PARAMETER), lance la simulation LS-DYNA et calcule la fonction objectif en extrayant les données d'un fichier de sortie LSDYNA.

Dès lors, il n'est pas possible avec cette approche de définir une fonction objectif construite sur la base de données provenant d'autres dépouillements que les fichiers DATABASE directement générés par LS-DYNA, comme par exemple des données post-traitées sur le modèle à l'aide de macro LS-PREPOST, ou de programme Matlab, Python, etc...

L'objet de ce document est de proposer une approche permettant d'utiliser le logiciel LS-OPT pour réaliser l'optimisation paramétrique d'un modèle mettant en œuvre une (ou d'autres) application(s) autre que le code LS-DYNA.

Plus particulièrement, on traitera du cas de l'optimisation d'un modèle LS-DYNA, dont la fonction objectif est construite sur la base de dépouillements LS-PREPOST et MATLAB.

Charge au lecteur d'adapter la méthode présentée pour l'adapter à son cas.

Prérequis

Pour mettre en application l'approche détaillée ci-dessous, les programmes suivants doivent être impérativement installés sur la machine de l'utilisateur :

Application	Adresse de téléchargement	Répertoire d'installation
LS-OPT (*)	http://www.lsoptsupport.com/downloads	C:\LSOPT_EXE\
Perl (**)	http://www.activestate.com/activeperl/downloads	C:\ACTIVE_PERL\

Pour pouvoir réaliser de manière effective la modélisation proposée ci-dessous, les programmes suivants sont aussi nécessaires :

Application	Adresse de téléchargement	Répertoire d'installation
LS-DYNA (*)	Licence payante	C:\LSDYNA\
LS-Prepost (*)	http://ftp.lstc.com/anonymous/outgoing/lsprepost/	C:\Program Files\LSTC\LS-PrePost\3.2-X64\
MATLAB (*)	Licence payante	C:\MATLAB\
CYGWIN (*)	http://www.cygwin.com/	C:\CYGWIN\

(*) : se référer au manuel d'utilisateur pour l'installation

(**) : voir annexe : installation d'Active_Perl sous windows

Principe

Idée

On s'est inspiré des mises en données du problème de minimisation de la fonction analytique

$f(x, y) = \sin(4x) - 2x + x^2 + \sin(4y) - 2y + y^2$, décrit dans l'exemple suivant :

<http://www.lsoptsupport.com/examples/optimization-example>

Dans ce cas de figure, LS-OPT utilise non pas LS-DYNA mais un programme Perl pour déterminer la valeur $f(x_i, y_i)$:

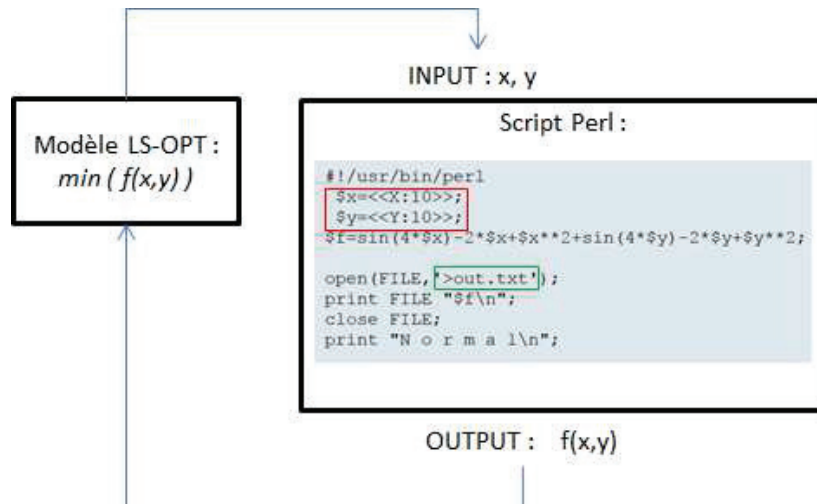


Fig.3 : modèle LS-OPT "user define function"

Pour un jeu de paramètre donné (ex : $\$x=4$; $\$y=10$;), réalise les opérations suivantes :

- 1/ calcul de $f(x_i, y_i)$ [ligne 4]
- 2/ écriture de la valeur $\$f$ dans le fichier texte out.txt [lignes 5,6,7], dans le répertoire courant.
- 3/ écriture de la chaîne de caractère "N o r m a l\n" dans la sortie standard [ligne 8]

Le couplage entre le script et le modèle LS-OPT est décrit sur la page

<http://www.lsoptsupport.com/examples/optimization-example>:

- les paramètres X et Y sont déclarées dans le fichier **com.xxx** comme étant les variables du problème d'optimisation.
- A chaque itération, LS-OPT :
 - o Crée un nouveau répertoire de calcul.
 - o Duplique le script Perl dans ce répertoire.
 - o Affecte les valeurs des paramètres de l'itération courante aux variables $\$x$ et $\$y$, en détectant les caractères "<<" et ">>" et en remplaçant la chaîne de caractère en question par la valeur associée (noter les remarques sur le caractère \$, qui est le symbole de commentaire par défaut l'LS-DYNA).
 - o Exécute le script mis à jour : écriture de la valeur courante de f dans le fichier out.txt.
 - o Passe à l'itération suivante dès que la sortie standard vaut "N o r m a l\n" : lecture du fichier **out.txt** contenant la valeur $f_i(x_i, y_i)$

Par conséquent, pour pouvoir utiliser une fonction objectif calculée sur la base de dépouillements "non-standards" (i.e. qui ne proviennent pas directement des fichiers DATABASE LS-DYNA), une approche possible consiste à utiliser une macro Perl réalisant le traitement suivant :

```
#![path vers perl]\perl
```

```
# Etape 1 : Déclaration des variables (en lien avec le problème d'optimisation)
```

```
$x1=<<X1:10>>
```

```
$x2=<<X1:10>>
```

```
...
```

```
$xn=<<XN:10>>
```

```
# Etape 2 : manipulation des fichiers liés au modèle élémentaire
```

- copie des fichiers le répertoire courant
- mise à jour du modèle suivant les valeurs x1, x2, xn définies ci-dessus

```
# Etape 3 : réalisation de(s) simulations(s))
```

- exécution de(s) la simulation (s) : LS-DYNA, Ansys, script Matlab ou autres...

```
# Etape 4 : réalisation de(s) dépouillements
```

- exécution de(s) la macro(s) de dépouillement : LS-PREPOST, script Matlab ou autres...
- écriture des résultats sous la forme de fichiers texte **outi.txt**

```
# Etape 5 : passage à l'itération suivante
```

- si tous les fichiers de résultats sont écrits dans le répertoire courant :
>> écriture de la chaîne "**N o r m a l**\n" dans la sortie standard

Mise en pratique

Pour illustrer la démarche présentée ci-dessus, on propose de résoudre le problème suivant.

- **Problème mécanique**

Le parallélépipède schématisé ci-dessous est encastré à l'une de ses extrémités.

Un effort vertical $F_z(t)$ est appliqué sur l'extrémité opposée (rampe entre $t = 0$ et l'instant final de la simulation)

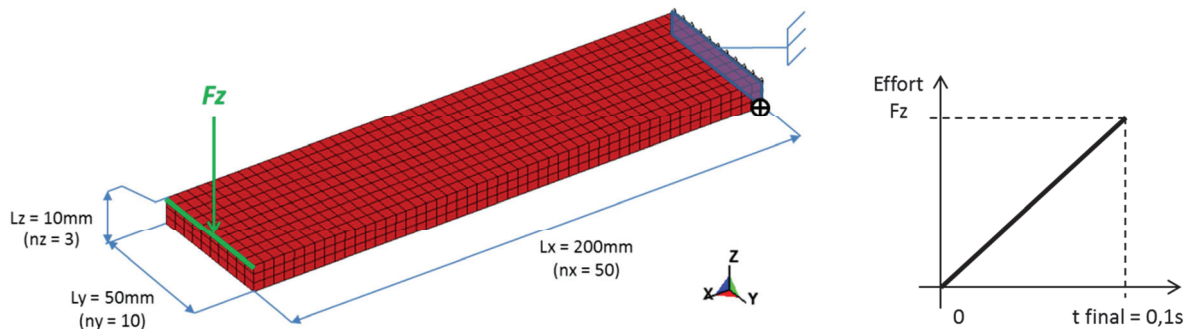


Fig. 4 : Modèle LS-DYNA

On utilise un modèle de comportement matériau linéaire élastique :

$$E = 210\,000\text{ MPa}$$

$$\nu = 0.3$$

On réalise ce calcul à l'aide du modèle LS-DYNA (fichiers **simulation.k** et **mesh.k**).

A l'issue de ce calcul, on peut déterminer la flèche maximale atteinte dans une coupe longitudinale passant par $P = [0,23,0]\text{mm}$ et normale au vecteur y , à l'instant final de la simulation.

Cette valeur est obtenue en post-traitant le déplacement vertical maximal calculée dans la coupe. Cette opération est réalisée avec un programme Matlab, qui exporte le champ de déplacement D_z calculé dans la coupe (sous la forme de .tiff, fig. ci-dessous), et extrait la valeur minimale du déplacement.



Fig. 5 : déplacement D_z calculé dans la coupe (pour $F_z = 500\text{N}$)

- **Problème d'optimisation**

On souhaite déterminer l'effort F_z qui permet d'obtenir une flèche $fleche_cible = 2mm$, ce qui revient à formuler le problème d'optimisation suivant :

$$\begin{aligned} \min f(F_z) &= Dz(t_{final})_{coupe}^{MIN} - fleche_cible \\ F_z &\in [0, 100N] \\ coupe &= \begin{cases} P = [0, 23, 0]mm \\ \vec{nP} = \vec{y} \end{cases} \\ fleche_cible &= 2mm \end{aligned}$$

On borne les valeurs de F_z pour s'assurer de l'existence de $f(F_z)$, i.e. on s'assure que la simulation aboutit à une valeur correcte de $f(F_z)$ quelle que soit la valeur de F_z dans cet intervalle.

La mise en donnée du problème sous LS-OPT et le traitement effectif est conforme à ce qu'on a décrit dans la section **Principe**. Un fichier **com_file** minimise une la fonction objective dont le calcul est réalisé par une macro Perl **function_p**, comme schématisé ci-dessous :

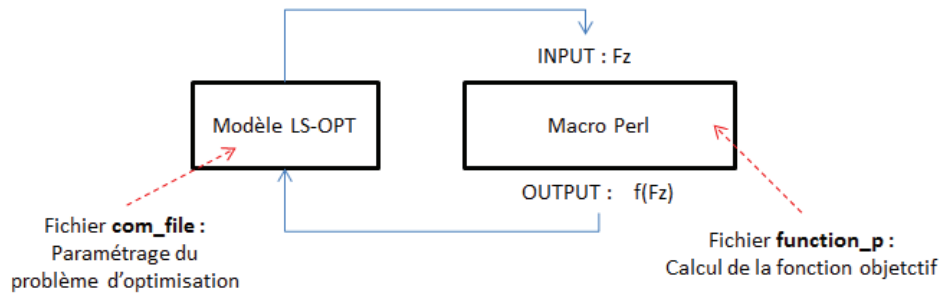


Fig. 6 : Modèle LS-OPT, niveau 0

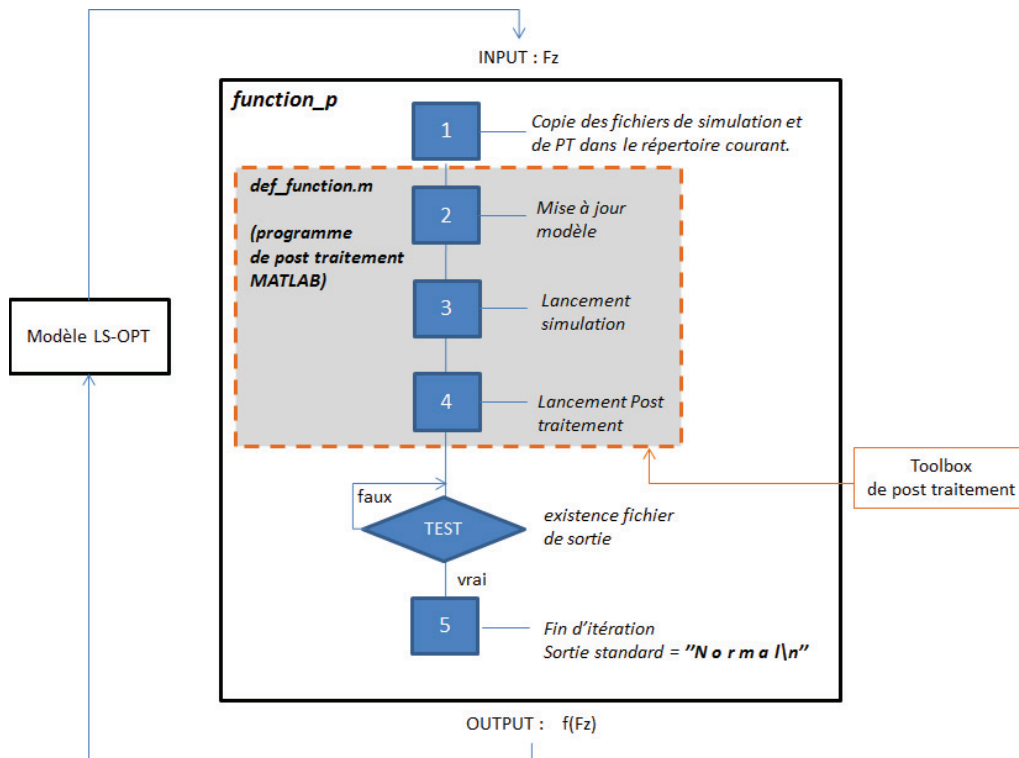


Fig. 7 : Modèle LS-OPT, niveau 1

- **Structure des fichiers**

La figure suivante représente l'organisation des différents fichiers dans le répertoire de travail défini par l'utilisateur, avant le lancement de l'optimisation :

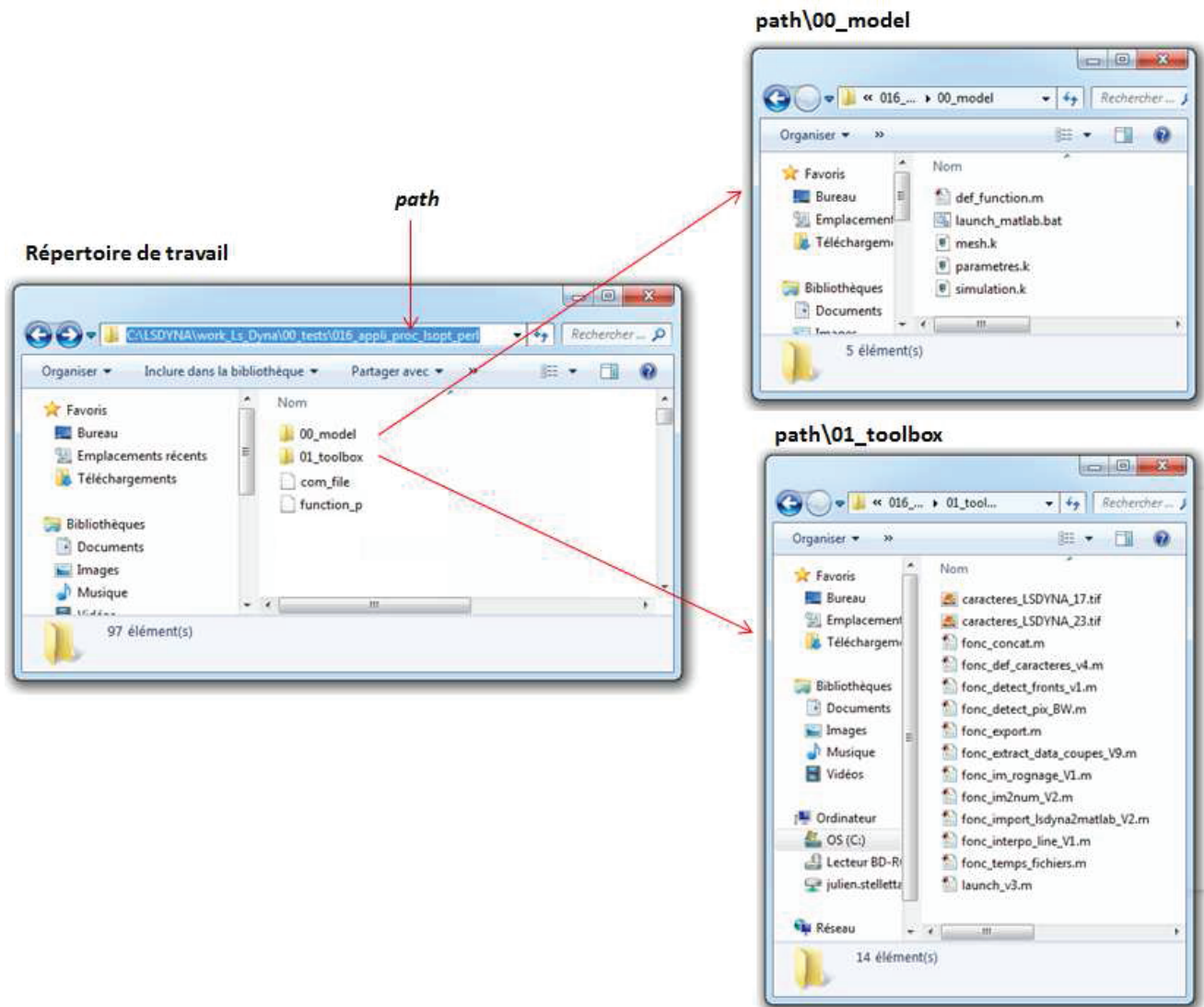


Fig. 8 : Structure des fichiers

Les fichiers **com_file** et **function_p** sont stockés à la racine.

Tous les fichiers permettant de réaliser une simulation élémentaire LS-DYNA (fichier .k) et son post traitement (macro de dépouillement Matlab) sont stockés dans le répertoire **00_Model**.

La toolbox de post traitement est stockée dans le répertoire **01_toolbox**.

On détaille ci-dessous les fichiers suivants.

- 1/ com_file (adapté du fichier com de l'exemple "user define fonction")
- 2/ function_p
- 3/ def_function.m
- 4/ model.k et parameter.k ()

Le fonctionnement de la toolbox de post traitement des données calculées dans des coupes LS-Dyna n'est pas abordé ici.

1/ Fichier com_file

Script	Commentaires
<pre> \$ Command file "com_file" \$ "Calcul de Fz pour Fleche = 2mm" \$ solver 1 responses 1 \$ \$ NO HISTORIES ARE DEFINED \$ \$ DESIGN VARIABLES \$ variables 1 Variable 'Fz' 0. Lower bound variable 'Fz' 0. Upper bound variable 'Fz' 1.e2 \$ OPTIMIZATION METHOD Optimization Method SRSM \$ \$ SOLVER "1" \$ \$ DEFINITION OF SOLVER "1" solver own '1' solver command "C:\ACTIVE_PERL\Perl64\bin\perl.exe" solver input file "function_p" \$ ----- Pre-processor ----- \$ NO PREPROCESSOR SPECIFIED \$ ----- Post-processor ----- \$ NO POSTPROCESSOR SPECIFIED \$ ----- Metamodeling ----- solver order linear solver experiment design dopt \$ ----- Job information ----- solver concurrent jobs 1 \$ \$ RESPONSES FOR SOLVER "1" \$ response 'F' 1 0 "type out.txt" \$ OBJECTIVE FUNCTIONS objectives 1 objective 'F' 1 \$ THERE ARE NO CONSTRAINTS!!! constraints 0 \$ PARAMETERS FOR METAMODEL OPTIMIZATION Metamodel Optimization Strategy DOMAINREDUCTION iterate param design 0.01 iterate param objective 0.01 iterate param stoppingtype and iterate param response 1 \$ \$ OPTIMIZATION ALGORITHM \$ Optimization Algorithm hybrid simulated annealing Use GSA \$ \$ JOB INFO \$ iterate 10 STOP </pre>	<p>Intitulé du problème</p> <p>Nombre d'analyse : 1 Nombre de points permettant de calculer la fonction objectif : 1</p> <p>Définition de la variable :</p> <p>1 unique variable : Fz, initialisée à 0N et comprise entre 0N et 100N</p> <p>Choix de la méthode d'optimisation</p> <p>Paramétrage de l'analyse</p> <p>Numéro de l'analyse : 1 Programme exécuté : PERL</p> <p>Fichier exécuté par le programme : function_p (macro perl)</p> <p>...</p> <p>Définition de la réponse (fleche) : Nom : F Valeur : obtenue en extrayant la valeur contenue dans le fichier out.txt, avec la commande type (*) Pas de contraintes sur la fonction objectif</p> <p>Paramétrage de l'algorithme d'optimisation et du méta model. (se référer à la doc. d'LS-OPT)</p>

(*) équivalent windows de la fonction Linux *cat*, utilisée dans l'exemple ''user define function''

2/ fichier function_p

[path_perl] désigne le chemin du répertoire de l'exécutable **perl.exe** sur la machine de l'utilisateur.

[path_perl] = C:\ACTIVE_PERL\Perl64\bin\ *si l'installation est conforme à celle détaillée dans l'annexe 1.*

[path_model] désigne le répertoire de stockage du model DANS l'arborescence linux virtuelle de CYGWIN :

Si le modèle est stocké dans C:\LS_DYNA\...\rep_opti\00_model, alors

[path_model] = /cygdrive/c/LSDYNA/.../rep_opti\00_model

Script	Commentaires
<pre>#! [path_perl] perl \$rFz=<<Fz:10>>; ## copie du modèle dans le répertoire courant system("cp [path_model]/def_function.m def_function.m"); system("cp [path_model] /*.k* ./"); system("cp [path_model] /launch_matlab.bat launch_matlab.bat"); # ecriture des paramètres d'entrée du programme MATLAB open(FILE, '>parametres_matlab.dat'); print FILE "rFz=\$rFz\n"; close FILE; # execution du programme MATLAB def_function.m : # mise à jour du fichier LSDYNA # lancement du job # lancement du post traitement system("launch_matlab.bat"); # Test existence de tous les fichiers de sortie : # ECRITURE DE LA CHAINE N o r m a l # DANS LA SORTIE STANDARD \$TEST="0"; \$fichier1="out.txt"; print \$TEST; print "\n"; while(\$TEST eq "0"){ if (-e \$fichier1){ \$TEST="1"; print " >>> Le fichier de sortie est ECRIT !\n"; print "\n"; print "N o r m a l\n"; } else{ print " >>> ATTENTE\n"; system("sleep 0.5"); } }end;</pre>	<p>Appel au langage Perl</p> <p>Definition de la variable Fz (convention LS-OPT : la chaine <<Fz:10>> sera mise à jour à chaque itération.</p> <p>1 Copie des fichiers LS-DYNA, du programme Matlab et du fichier batch de lancement dans le répertoire courant</p> <p>2 Ecriture de la variable Fz mise à jour dans le fichier texte parametre_matlab.dat :</p> <p>Pour rFz=150, alors :</p> <p>parametre_matlab.dat</p> <pre>rFz=150</pre> <p>Execution de la macro matlab def_function.m</p> <p>launch_matlab.bat</p> <pre>"C:\MATLAB\bin\matlab.exe" -nodisplay -nojvm -r "run def_function"</pre> <p>La fonction def_function.m lit parametre_matlab.dat, mets à jour le modèle LS-DYNA, lance le calcul et le dépouillement, puis écrit la valeur f(Fz) dans out.txt</p> <p>Le programme teste l'existence du fichier out.txt dans le répertoire courant toutes les 0.5s :</p> <p>Si le fichier n'existe pas (i.e. le traitement matlab n'a pas aboutit), alors la sortie standard vaut « >>> ATTENTE »</p> <p>Si le fichier existe (i.e. le traitement matlab a aboutit), alors la sortie standard vaut « N o r m a l\n » PASSAGE A L'ITERATION SUIVANTE</p>

3/ fichier def_function.m

[path_toolbox] désigne le chemin du repertoire de la toolbox, en convention Windows :

Exemple : [path_toolbox] = 'C:\LS_DYNA\...\rep_opti\01_toolbox\'

Script	Commentaires
<pre> clear all close all clc % executables LSDYNA="C:\LSDYNA\program\ls971_s_R6.0.0_winx64_p.exe"; LSPP="C:\Program Files\LSTC\LS-PrePost\3.2- X64\lsprepost.exe"; % librairie locale rep_lib=[path_toolbox]; path(path,rep_lib); % lecture des parametres courants FICH_para=textread('parametres_matlab.dat','%s',... 'delimiter','\n'); for i=1:size(FICH_para,1); str=FICH_para{i,1}; para{i,1}=str(1,1:strfind(str,'=')-1); val=str2num(str(1,strfind(str,'=')+1:size(str,2))); % arrondi valeur{i,1}=num2str(val,3); end % mise à jour du fichier .k FICH_k=textread('parametres.k','%s','delimiter','\n'); FICH_k_m=FICH_k; for i=1:size(para,1); pos=strmatch(para{i,1},FICH_k); pos=pos(1,1); str=[para{i,1},',',valeur{i,1}]; FICH_k_m(pos,1)={str}; end % export du fichier mis à jour avec les paramètres courants fonc_export(FICH_k_m,'parametres_MAJ.k') % % execution du calcul LS-DYNA ncpus=3; memory='100m'; launch_v3(LSDYNA, './',ncpus,memory,'simulation.k', []) </pre>	<p>Nettoyage workspace et console window.</p> <p>Executables LS-DYNA et LS-PREPOST (voir section Prerequis)</p> <p>Chargement de la toolbox</p> <p>2 Lecture de la valeur Fz mise à jour par LS-OPT dans le fichier parametre_matlab.dat</p> <p>Mise à jour du modèle LS-DYNA : lecture de Parametre.k</p> <div style="border: 1px solid black; padding: 5px;"> <pre> *PARAMETER rFz,XXX *END </pre> </div> <p>Remplacement de la chaine XXX par la valeur courante de Fz</p> <p>Export du fichier mis à jour Parametre_MAJ.k</p> <p>3 Lancement du calcul LS-DYNA simulation.k :</p> <p>Arguments de la fonction launch_v3 :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Executable LS_DYNA - Repertoire de la simulation (ici : repertoire courant)

<pre> % Dépouillement : extraction de la contrainte de cisaillement dans une coupe % longitudinale pid_h=[1]; pid_b=[]; P=[0,23,0]; nP=[0,1,0]; num_pas=11; data_extract=[19]; facteur_zoom=1.2; rx=0; ry=0; rz=0; nographics='-nographics'; struct_out=fonc_extract_data_coupes_V9('windows',LSPP, '.',pid_h,pid_b,P,nP,num_pas,data_extract, rx,ry,rz,facteur_zoom,nographics) ; % recherche de la fleche maximale calculée dans la coupe fleche_max=min(min(struct_out.DZ)); % écart par rapport à la fleche cible fleche_cible=-2; delta_fleche=abs(fleche_max-fleche_cible); % ecriture de la valeur dans un fichier texte fonc_export({delta_fleche},'out.txt'); exit </pre>	<div data-bbox="1038 190 1102 244">4</div> <div data-bbox="1126 190 1418 244">Calcul de la fonction objectif</div> <p>Extraction des déplacements Dz dans la coupe (P,Y), à l'aide de la fonction <code>fonc_extract_data_coupes_V9</code></p> <p>arguments :</p> <p><code>pid_h</code> : n° des parts ''volumique'' intersectée par le plan de coupe (ici <code>pid_h=1</code>)</p> <p><code>pid_b</code> n° des parts ''poutres'' intersectées par le plan de coupe (aucune ce cas)</p> <p>définition du plan de coupe P : point nP : vecteur normal au plan</p> <p><code>num_pas</code> : numéro du step concerné par la coupe ici : 11 correspond à l'instant <code>t=0.1s</code> stocké dans le fichier <code>D3PLOT (*)</code></p> <p><code>data_extract</code> : liste des champs post traités (champ 19 : déplacement suivant Z)</p> <p><code>rx,ry,rz</code> = rotation de la visualisation de la coupe par rapport à la normale à la coupe.</p> <p><code>facteur_zoom</code>: zoom sur la visualisation (de (1-<code>facteur_zoom</code>)*100%)</p> <p><code>nographics</code> : si = '', LS-Prepost exécute l'extraction en mode interactif si = '-nographics', extraction en batch.</p> <p>Extraction des données de la coupe, stockées dans la structure de donnée <code>struct_out</code>.</p> <p>Calcul de la flèche (valeur minimale du déplacement suivant Z)</p> <p>Calcul de la fonction objectif</p> <p>Ecriture de la fonction objectif dans le fichier texte <code>out.txt</code> lu par LS-OPT</p> <p>Sortie de Matlab à l'issue du traitement</p>
---	---

(*) se référer au Key word user manual d'LS-DYNA (carte *DATABASE_BINARY_D3PLOT), et à la documentation d'LS-Prepost.

3/ Modèle LSDYNA (simulation.k, parametres.k, mesh.k)

Remarque :

L'objectif du document n'est pas de rentrer dans les détails de la construction d'un modèle LS-DYNA
C'est pour cela que l'on ne commente que les éléments en lien avec la problématique du couplage de ce modèle avec LS-OPT/Perl /Matlab, et que toutes les cartes ne sont pas listées.

Script	Commentaires
<pre> *KEYWORD *TITLE \$# title modele fleche *INCLUDE parametres_MAJ.k </pre>	<p>En tête du modèle LS-DYNA</p> <p>Import du fichier parametre_MAJ.k</p> <div style="border: 1px solid black; padding: 5px; margin: 10px 0;"> <div style="background-color: #007bff; color: white; display: inline-block; width: 20px; height: 20px; text-align: center; line-height: 20px;">2</div> <div style="margin-left: 10px;">Ce fichier est écrit dans le répertoire courant suite à l'étape mise à jour du modèle :</div> </div> <p>Si Fz courant = 150, alors :</p> <p>Parametres_MAJ.k</p> <div style="border: 1px solid black; padding: 5px; margin: 10px 0;"> <pre> *PARAMETER rFz, 150 *END </pre> </div>
<pre> *CONTROL_TERMINATION \$# endtim endcyc dtmin endeng endmas 0.1 0 0.000 0.000 0.000 </pre>	<p>L'instant final de la simulation est endtime = 0.1s</p>
<pre> *CONTROL_TIMESTEP (...) *DATABASE_BINARY_D3PLOT 0.01 *DATABASE_NODOUT \$ dt 0.01 *DATABASE_HISTORY_NODE_SET \$ nsid1 nsid2 1 2 </pre>	<p>Le pas de temps de stockage du fichier D3PLOT est de 0.01s</p> <p>Donc le pas n°11 correspond à l'instant t=endtime. (dépouillement effectué à l'instant final de la simulation)</p>
<pre> *DEFINE_CURVE_TITLE courbe chargement (effort)) \$# lcid sidr sfa sfo 1 0 1.000000 1.000000 \$# a1 o1 0.000 0. 0.100 &Fz </pre>	<p>Courbe de chargement (rampe, voir fig. 4)</p> <p>L'effort maximal, dont la valeur est stockée dans parametres_MAJ.k sous la forme du paramètre rFz, est atteint à t = endtime.</p>
<pre> *PART \$# title structure \$# pid secid mid 1 1 1 *SECTION_SOLID_TITLE section \$# secid elform aet 1 1 0 *LOAD_NODE_SET \$# nsid dof lcid sf (...) 2 3 1 -1.0 (...) *BOUNDARY_SPC_SET *MAT_ELASTIC \$ mid ro e pr 1 7.9E-09 210000 0.3 \$ maillage *INCLUDE mesh.k *END </pre>	<p>Pid = 1 : numéro de la pièce, argument pid_h de la fonction matlab fonc_extract_data_coupes_V9</p> <p>Poursuite de la définition du modèle</p>
	Import du maillage

- **Lancement de l'optimisation**

Une fois la mise en donnée du problème d'optimisation réalisée, le lancement de l'optimisation s'effectue de façon conventionnelle, par exemple en utilisant l'interface graphique du programme LS-OPT :

1/ Double clic sur l'icône **LSOPTui** :



2/ Ouvrir le fichier **com_file** : File / Open / com_file

3/ Aller dans l'onglet **Run**, puis clic sur **Run**.

LS-OPT lance les paquets de simulations :

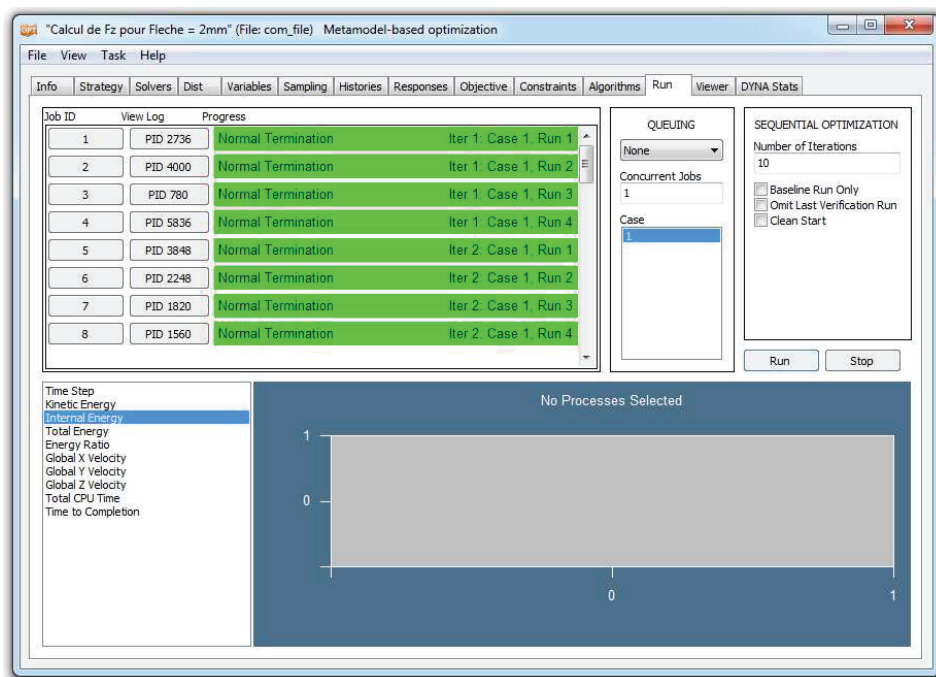


Fig. 10 : Résolution du problème d'optimisation

Un clic sur le bouton **view log** informe sur l'état du traitement :

- En attente de l'écriture du fichier de résultats :

```
[STDOUT]      >>> ATTENTE
```

- Traitement terminé

```
[STDOUT]      >>> Le fichier de sortie est ECRIT !
[STDOUT]
[STDOUT] N o r m a l
```


Résultats et conclusion

On trace l'évolution de l'effort F_z calculé au cours des 10 itérations de l'optimisation :

Onglet Viewer / New plot : History

Clic sur la variable F_z

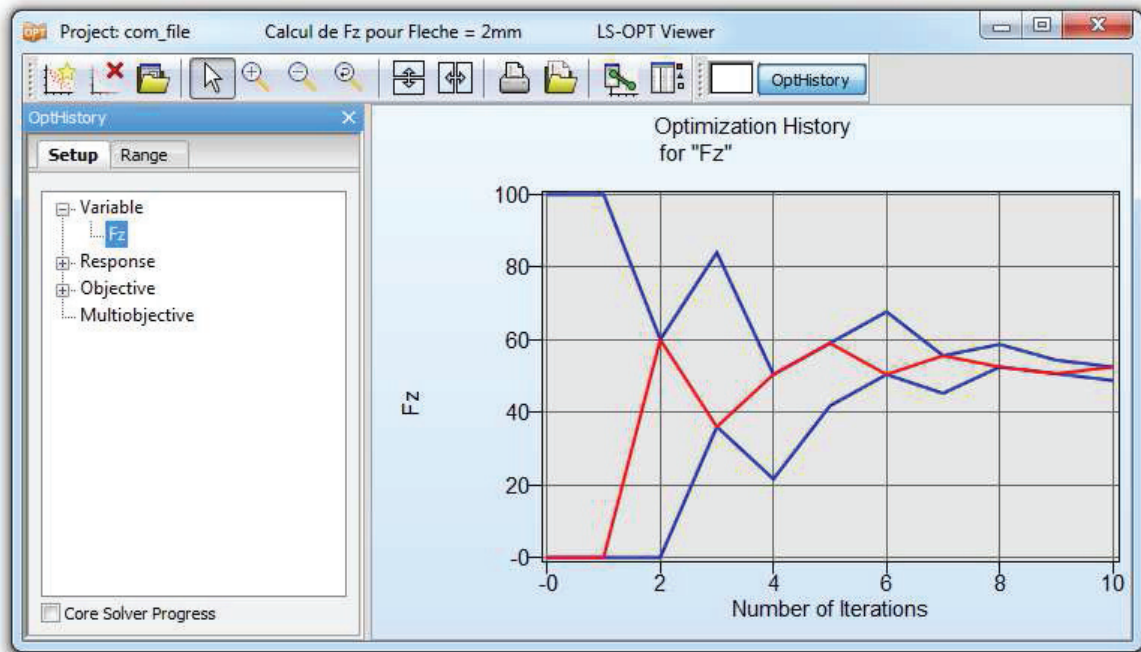


Fig. 10 : Evolution d la flèche calculée au cours de l'optimisation

On constate que F_z atteint approximativement 52 N après 10 itérations.

La courbe suivante donne quant à elle l'évolution de la flèche pour F_z comprise entre 10 et 100N, ce qui nous permet de calculer par interpolation linéaire que l'effort nécessaire pour obtenir une flèche de 2mm est de 50.615N

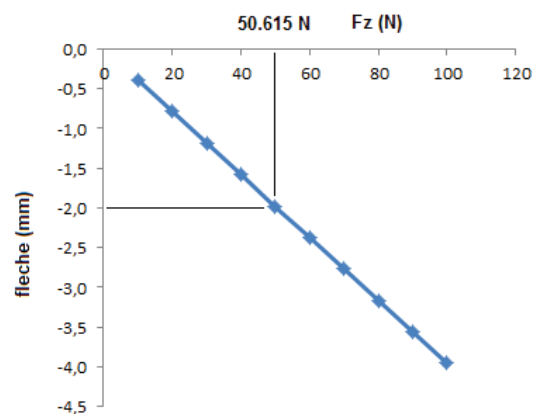


Fig. 11 : Courbe Fleche – effort vertical (calculs déterministes)

Le modèle LS-OPT converge donc correctement sur la solution attendue.

On en déduit que la méthode déployée dans ce document pour utiliser un modèle LS-OPT afin réaliser l'optimisation d'un modèle développé en dehors de l'environnement LS-DYNA est ROBUSTE.

Installation d'Active Perl sous Windows

INSTALLATION

1/ Télécharger l'exécutable Windows **ActivePerlxxxx.msi** sur le site

<http://www.activestate.com/activeperl/downloads>

2/ Sur le disque dur C:/ créer le répertoire suivant : **C:\ACTIVE_PERL**

2/ copier le fichier **ActivePerlxxxx.msi** dans ce répertoire

3/ lancer l'installation avec l'exécutable **msiexec (*)**. Il s'agit d'un exécutable Windows qui permet de lancer n'importe quelle application avec les droits administrateur. Pour cela :

- ouvrir une invite de commande (bouton démarrer / dans le champ recherche : taper **cmd.exe**)

- dans le terminal, aller dans le répertoire où se trouve **msiexec.exe** :

cd Windows\System32

- lancer l'exécution en tapant la commande suivante :

msiexec \a C:\ACTIVE_PERL\ActivePerlxxxx.msi

4/ La fenêtre d'installation classique se lance, comme pour n'importe quel autre soft : cliquer sur suivant, et installer le langage dans **C:\ACTIVE_PERL**

A l'issue de l'installation, le répertoire **C:\ACTIVE_PERL** contient le répertoire **Perl64** avec l'intégralité des composants (dossier **bin**, **etc**, **lib** ...).

VERIFICATION

1/ Dans le dossier **C:\ACTIVE_PERL**, créer un fichier texte **check.txt**, contenant le script :

```
#!/usr/bin/perl
print ("Installation : OK \n");
```

2/ ouvrir une invite de commande, aller dans **C:\ACTIVE_PERL**, et taper la commande suivante :

.\Perl64\bin\perl.exe check.txt

Si la chaîne de caractère "Installation : OK" apparaît, l'installation est réussie.

(*) <http://www.commentcamarche.net/forum/affich-1287186-l-administrateur-systeme-a-configurer-la-polit>